



**INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**O RECURSO AO SISTEMA T-SCAN NA AVALIAÇÃO DO  
IMPACTO DAS CARGAS OCLUSAIS EM REABILITAÇÕES  
IMPLANTO-SUPORTADAS**

Trabalho submetido por  
**Gaétan Frédéric Marie Lenel**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**Junho de 2019**





**INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**O RECURSO AO SISTEMA T-SCAN NA AVALIAÇÃO DO  
IMPACTO DAS CARGAS OCLUSAIS EM REABILITAÇÕES  
IMPLANTO-SUPORTADAS**

Trabalho submetido por  
**Gaétan Frédéric Marie Lenel**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Prof. Doutor Sérgio Félix**

e coorientado por  
**Mestre Leonardo Martins**

**Junho de 2019**





## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador, Prof. Doutor Sérgio Félix, por toda a dedicação e apoio durante estes dois últimos anos, e por ter aceite o meu projeto.

Ao meu co-orientador, Mestre Leonardo Martins, pela disponibilidade, dedicação e paciência, por acreditar no meu trabalho e me apoiar em todos os momentos.

Ao Instituto Universitário Egas Moniz, aos seus docentes e à Direção Clínica da Clínica Universitária Egas Moniz, que contribuíram para a minha formação e evolução como pessoa.

Aos meus pais, sem eles nada era possível. Obrigada por toda a dedicação e esforço, por estarem presentes nos bons e maus momentos do meu percurso académico e pessoal, por acreditarem sempre em mim e nunca me deixarem desistir.

A toda a minha família que esteve sempre presente durante esta etapa importante da minha vida.

À minha Lauriane, pela paciência, amor e dedicação, por me apoiar incondicionalmente e estar presente em todas as etapas da minha vida, sem nunca deixar de acreditar em mim e no meu trabalho.

À melhor parceira de box, Anne-Béatrix Dulière, obrigado por toda a paciência, partilha e amizade.

Ao Mestre Quevin Argi, Patrícia Lucas e o Sr. Lima pela paciência e ajuda relativamente à língua.

A todos os meus amigos, obrigada por estarem presentes durante o meu percurso académico, por todo o apoio, companheirismo, paciência e amizade e a todos os meus colegas de curso que, de certa forma, contribuíram para o meu sucesso académico.



## RESUMO

A natureza deletéria das sobrecargas oclusais em reabilitação oral já é conhecida de há muitos anos. A anquilose funcional do implante e a perda de propriocepção contribuem para que a sobrecarga oclusal seja um factor de risco importante em reabilitações implanto-suportadas. No entanto, a evolução dos protocolos e os estudos mostrando a viabilidade da colocação de implante com carga imediata traduzem as imprecisões sobre o conhecimento do impacto das cargas oclusais em reabilitações implanto-suportadas. O sistema T-Scan, cuja primeira versão foi produzida em 1987 e aperfeiçoada até sua versão Novus comercializada em 2015, permitiria, segundo a literatura, caracterizar com mais precisão as cargas oclusais em questão. Assim, esta revisão tem como objetivo responder às seguintes problemáticas: O recurso ao sistema T-Scan é clinicamente recomendado como uma ferramenta diagnóstica da sobrecarga oclusal em reabilitações implanto-suportadas, ao invés de ferramentas convencionais, como o papel químico? E finalmente, qual é o impacto real das cargas oclusais na saúde do implante? A síntese dos resultados dos estudos publicados desde 2010 nas bases de dados científicas reconhecidas permite chegar às seguintes conclusões: Se por um lado o nível de evidência científica relativa à recomendação do uso clínico do sistema T-Scan precisa ser fortalecido cientificamente, a sua superioridade em termos de capacidade de reprodutibilidade, objetividade e precisão em relação às técnicas convencionais parecem ser suficientes para a aprovação da sua aplicação clínica. Além disso, embora as complicações mecânicas observadas ao longo prazo em reabilitações implanto-suportadas estejam efetivamente associadas ao fenómeno de sobrecargas oclusais, a literatura atual não permite concluir que exista uma associação significativa entre a presença de sobrecargas oclusais e o surgimento de complicações biológicas ao nível das reabilitações implanto-suportadas.

**Palavras-chave :** T-Scan ; Sobrecarga oclusal ; Complicações ; Reabilitações implanto-suportadas.



## ABSTRACT

For several years the deleterious nature of occlusal overloads in oral rehabilitation is known. Functional ankylosis of the implant and loss of proprioception make occlusal overload a major risk factor in implant-supported rehabilitations. However, the evolution of protocols and studies showing the viability of immediate loading implants now reflect inaccuracies concerning the knowledge of the impact of occlusal loads in implant-supported rehabilitations. The T-Scan system, the first version of which was designed in 1987 and perfected until its Novus version produced in 2015, would allow, according to the literature, to characterize more precisely the occlusal loads in question. Thus, this revision aims to answer the following questions: Is the use of the T-Scan system clinically recommended as a diagnostic tool for occlusal overload in implant-supported rehabilitations rather than conventional tools such as articulating paper? And finally, what is the real impact of the occlusal load on the health of the implant? The synthesis of the conclusions published since 2010 in the recognized scientific databases allow us to reach the following conclusions: If the level of evidence concerning the recommendation of the clinical use of the T-Scan system needs to be strengthened scientifically, its superiority in terms of reproducibility, objectivity and accuracy compared to conventional techniques seems approved. Furthermore, although the long-term mechanical complications observed in implant-supported rehabilitations are effectively associated with the phenomenon of occlusal overload, the current literature does not allow us to conclude that there is a significant association between the presence of occlusal overloads and the appearance of biological complications around implant-supported rehabilitations.

**Key words :** T-Scan ; Occlusal overload ; Complications ; Implant-supported Rehabilitation.



# ÍNDICE GERAL

<b>ÍNDICE DE FIGURAS .....</b>	<b>9</b>
<b>ÍNDICE DE TABELAS.....</b>	<b>11</b>
<b>ÍNDICE DE SIGLAS.....</b>	<b>13</b>
<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>15</b>
<b>DESENVOLVIMENTO .....</b>	<b>17</b>
<b>1    Introdução Teórica à Implantologia .....</b>	<b>17</b>
1.1    Os Tipos de Implante .....	18
1.1.1    As Formas de Implante Usadas.....	18
1.1.2    Os Comprimentos de Implante Usados.....	20
1.1.3    Os Diâmetros de Implante Usados.....	21
1.1.4    Morfologia da Conectividade Implantar .....	22
1.1.4.1    As Conexões Externas .....	23
1.1.4.2    As Conexões Internas .....	23
1.1.4.3    Cone Morse.....	24
1.1.4.4    Conexão Ativa ou Passiva .....	25
1.1.4.5    Conceito de Platform Switching .....	25
1.2    Reabilitação Oral sobre Implante.....	26
1.2.1    Os Tipos de Desdentado .....	26
1.2.2    Os Tipos de Reabilitações Implanto-suportadas.....	27
1.2.3    Reabilitação Aparafusada .....	28
1.2.4    Reabilitação Cimentada .....	29
<b>2    Diferenças entre raízes naturais e implante, Consequências sobre à oclusão..</b>	<b>31</b>
2.1    Anquilose funcional do Implante.....	31
2.1.1    Anatomia e Propriedades mecânicas do Ligamento periodontal .....	31
2.1.1.1    Histologia do Ligamento periodontal .....	31
2.1.1.2    A Capacidade de deformação do Ligamento periodontal.....	33
2.1.2    O Processo de Ósseointegração do Implante .....	34
2.1.2.1    Estabilidade Primária Mecânica .....	34

2.1.2.2	Estabilidade Biológica Secundária e Remodelação óssea .....	35
2.1.3	Consequência no Amortecimento .....	38
2.2	Impacto sobre a Propriocepção .....	39
2.2.1	Inervação do Ligamento periodontal .....	39
2.2.2	Ósseopercepção em Reabilitação Implanto-suportada .....	40
<b>3</b>	<b>Interesse do Sistema T-Scan na Gestão da Oclusão em Reabilitação Implanto-suportada .....</b>	<b>43</b>
3.1	Aplicação dos Conceitos ideais em Reabilitação Implanto-suportada .....	43
3.1.1	A Função de Travamento .....	43
3.1.2	A Função de Centragem .....	45
3.1.3	A Função da Guia .....	45
3.1.3.1	A Reabilitação do Canino .....	46
3.1.3.2	A Função de Grupo .....	47
3.1.4	O Conceito de Oclusão Mutuamente Protegida .....	48
3.1.5	O Conceito de Oclusão Balanceada .....	48
3.2	Adaptação do Conceito oclusal ao tipo de Reabilitação Implanto-suportada .....	48
3.2.1	Caso da Reabilitação Unitária Implanto-suportada .....	49
3.2.2	Caso da Reabilitação Múltipla Implanto-suportada .....	51
3.3	Estudo da Morfologia oclusal .....	52
3.3.1	Adaptação do Desenho protético .....	52
3.3.2	Importância da Reabilitação Provisória .....	53
3.4	Interesse do sistema T-Scan .....	54
3.4.1	Definição e Funcionamento do sistema T-Scan .....	54
3.4.1.1	Descrição do sistema T-Scan I .....	54
3.4.1.2	Os sistemas T-Scan II e T-Scan III .....	56
3.4.1.3	T-Scan Novus .....	57
3.4.2	Contribuição do sistema T-Scan em comparação com as Técnicas clássicas .....	58
<b>4</b>	<b>Importância da Carga oclusal na ocorrência de Complicações em Reabilitação Implanto-suportada .....</b>	<b>65</b>
4.1	Bruxismo e Planeamento de Reabilitação Implanto-suportada .....	65
4.2	Complicações e Fracassos durante a fase protética .....	67
4.2.1	Métodos e Protocolos de avaliação .....	67



4.2.1.1	Exame Clínico.....	67
4.2.1.2	Exame da Oclusão.....	68
4.2.1.3	Exame Radiográfico.....	70
4.2.1.4	Exame Microbiológico.....	71
4.2.2	Complicações Mecânicas.....	71
4.2.2.1	Desaparafusamento do parafuso da prótese.....	71
4.2.2.2	Desaparafusamento o parafuso do pilar.....	72
4.2.2.3	Afrouxamento de uma coroa ou dum pilar .....	72
4.2.2.4	Fractura do material de revestimento.....	72
4.2.2.5	Fractura do parafuso do implante .....	73
4.2.2.6	Fractura do pilar.....	73
4.2.2.7	Fractura do implante .....	74
4.2.3	Complicações Biológicas.....	74
4.2.3.1	Mucosite peri-implantar.....	74
4.2.3.2	Peri-implantite.....	75
4.3	Complicações clínicas associadas ao factor oclusal .....	76
<b>CONCLUSÃO .....</b>		<b>79</b>
<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>		<b>81</b>



## ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1 : MODELIZAÇÃO DUM FINITE ELEMENTE PARA AVALIAR A EVOLUÇÃO DO ESTRESSE ASSOCIADO A FORMA DO CORPO DE TRES IMPLANTES DURANTE A PERFURAÇÃO. A CONCENTRAÇÃO DE ESTRESSE NO NIVEL DA CRISTA OSSEA E OBSERVADA COM OS IMPLANTES CONICOS PRINCIPALMENTE (ADAPTAÇÃO DE UDOMSAWAT ET AL., 2018). .....	19
FIGURA 2: MODELIZAÇÃO DAS VARIAS GEOMETRIAS DISPONIVEIS DE ROSCAS DE IMPLANTE (ADAPTAÇÃO DE MORAES ET AL., 2009). .....	20
FIGURA 3: ESQUEMA MOSTRANDO O PADRÃO DE REABSORÇÃO OSSEA CARACTERISTICO DA MANDIBULA E CLASSIFICADO EM 4 DIVISÕES (A, B, C E D) DE ACORDO COM OS CRITERIOS DE MISCH (2008), A FIM DE ASSOCIAR ABORDAGENS PROTETICAS. (ADAPTAÇÃO DE MISCH, 2008) .....	20
FIGURA 4: MODELIZAÇÃO DAS PRINCIPIAS MORFOLOGIAS DE CONEXÃO (ADAPTAÇÃO DE PESSOA ET AL., 2010) : .....	22
FIGURA 5: ESQUEMA REPRESENTATIVO DO CONCEITO DE <i>PLATFORM SWITCHING</i> (ADAPTAÇÃO DE SANTIAGO ET AL., 2016). PODEMOS OBSERVAR O ESPAÇO ENTRE A CRISTA OSSEA E A LIMITE CERVICAL DA COROA NA IMAGEM A. ....	26
FIGURA 6: FOTOGRAFIA DE TRES SEÇÕES DO SECTOR POSTERIOR MANDIBULAR NO PLANO FRONTAL MOSTRANDO DENSIDADE D2 (DIREITA), D3 (CENTRO) E D4 (ESQUERDA) (MISCH, 2008). .....	27
FIGURA 7: A. NO DIA 14, O OSSO RECEM FORMADO, JUNTAMENTE COM OS VASOS SANGUINEOS, TORNA-SE VISIVEL NAS RANHURAS DO IMPLANTE. B. NO DIA 42, A FORMAÇÃO OSSEA PROSSEGUIU E A SUPERFICIE DO IMPLANTE ESTA QUASE COMPLETAMENTE COBERTA COM OSSO NOVO. (ADAPTAÇÃO DE GRUBER & BOSSHARDT, 2015) .....	36
FIGURA 8: ESSAS IMAGENS DE MICROSCOPIO OPTICO PERMITEM OBSERVAR A EVOLUÇÃO HISTOLOGICA DA OSSEOINTEGRAÇÃO NA INTERFACE OSSO-IMPLANTE. NOTA-SE O AUMENTO DA QUANTIDADE DE OSSO LAMELAR AO LONGO DO TEMPO (ADAPTAÇÃO DE GIL ET AL., 2014). ....	37
FIGURA 9: ANALISE MICROSCOPICA COM LUZ POLARIZADA DO OSSO MOSTRANDO CLARAMENTE A ESTRUTURA LAMELAR DO OSSO MADURO EM TORNO DO IMPLANTE.	

TAMBEM A ESTRUTURA LACUNAR DOS OSTEOCITOS E CLARAMENTE INDICADA (ADAPTAÇÃO DE GRUBER & BOSSHARDT, 2015).....	38
FIGURA 10: GRAFICO MOSTRANDO A SENSIBILIDADE DIFERENCIAL DO SECTOR ANTERIOR EM RELAÇÃO AO SECTOR POSTERIOR. OBSERVAMOS A RESPOSTA MAIS RAPIDA NO SECTOR ANTERIOR (ADAPTAÇÃO DE TRULSSON, 2007).....	40
FIGURA 11: DIAGRAMA ILUSTRANDO A EVOLUÇÃO DO LIMAR SENSORIAIS EM TERMOS DE ESPESSURA EM $\mu\text{m}$ EM FUNÇÃO DO TIPO DE ARCADA ANTAGONISTA (ADAPTAÇÃO DE BOUCHARD, 2014).....	41
FIGURA 12 : GRAFICO REPRESENTATIVO DA RESISTENCIA DO OSSO CORTICAL O EM FUNÇÃO DO TIPO DE ESTIMULAÇÃO (ADAPTAÇÃO DE MISCH,2008). ....	52
FIGURA 13: ESQUEMA DO SENSOR T-SCAN (ADAPTAÇÃO DE BOZHKOVA, 2016). ....	55
FIGURA 14: A. ILUSTRAÇÃO DA REPRESENTAÇÃO ESQUEMATICA DO ARCO COM CONTATOS NA FORMA DE TAREFAS. B. ILUSTRAÇÃO DA REPRESENTAÇÃO ESQUEMATICA DO ARCO COM OS CONTATOS OCLUSAIS REPRESENTADOS COMO COLUNAS TRIDIMENSIONAIS (ADAPTAÇÃO DE AGBAJE ET AL., 2017).....	57
FIGURA 15: FRACTURA DO <i>ABUTMENT</i> (A) 30X (B) 70X E (C) 400X (ADAPTAÇÃO DE ALMEIDA ET AL., 2012).....	73
FIGURA 16: COMPLICAÇÃO MECANICA NUMA PROTESE PARCIAL FIXA (DAVARPANA ET AL., 2018). ....	74
FIGURA 17: DIAGRAMA REPRESENTATIVO DA TEORIA MECANICO-ESTATICA DE FROST. (ADAPTAÇÃO DE CHANG ET AL., 2013).....	77

## ÍNDICE DE TABELAS

TABELA 1: TABELA RECAPITULATIVO DOS CONCEITOS OCLUSO PROTÉTICOS EM DEDUÇÃO EM REABILITAÇÃO IMPLANTO-SUPOORTADA UNITARIA. ....	50
TABELA 2 : TABELA RECAPITULATIVO DOS CONCEITOS OCLUSO PROTÉTICOS EM PROTRUSÃO EM REABILITAÇÃO IMPLANTO-SUPOORTADA UNITARIA. ....	50
TABELA 3: TABELA RECAPITULATIVO DOS CONCEITOS OCLUSO PROTÉTICOS EM DEDUÇÃO EM REABILITAÇÃO IMPLANTO-SUPOORTADA MULTIPLA. ....	51
TABELA 4: TABELA RECAPITULATIVO DOS CONCEITOS OCLUSO PROTÉTICOS EM PROTRUSÃO EM REABILITAÇÃO IMPLANTO-SUPOORTADA MULTIPLA.....	52
TABELA 5: DIAGRAMA DA METODOLOGIA SEGUIDA NA REALIZAÇÃO DA REVISÃO DE ACORDO COM AS INDICAÇÕES DO COCHRANE JOURNAL.....	59
TABELA 6 : TABELA DOS RESULTADOS DA ANÁLISE DOS 18 ARTIGOS SELECIONADOS ...	61
TABELA 7 : TABELA DOS RESULTADOS EM FUNÇÃO DOS CRITÉRIOS DE INTERESSE REVELADOS.....	63



## ÍNDICE DE SIGLAS

RFA – *Resonance Frequency Analysis*

MIC – Máxima Intercuspidação

ORC – Oclusão em Relação Centrica

ISQ – *Implant Stability Quotient*

OMP – Oclusão Mutualmente Protegida

LCCC – *Lin's Concordance Correlation Coefficient*





## **INTRODUÇÃO**

Já há vários anos que as reabilitações implanto-suportadas se tornaram um tratamento de referência dos doentes desdentados. Este facto deve-se, por certo, às taxas de sucesso estarem de acordo com a literatura acima dos 90%. Apesar das elevadas taxas de sucesso, existem falhas residuais que, para o clínico, são fonte de complicações significativas que se traduzem na necessidade de se efetuarem tratamentos mais invasivos e mais arriscados, prejudicando a rentabilidade. Assim, a criação de um ambiente de trabalho ideal passará por uma gestão rigorosa das complicações e pelo desejo de se tentar assim reduzir o risco de futuras complicações (Davarpanah, Rajzbaum & Szmukler-Moncler, 2018). Desde o início da implantologia, é estudado o efeito do impacto oclusal no processo de ósseointegração do implante. No entanto, o conhecimento sobre o assunto e as várias teorias defendidas evoluíram muito, tal como é evidenciado pela evolução dos protocolos de colocação de implantes. De facto, se em 1995, Misch recomendava tempos de ósseointegração até seis meses sem qualquer carga, agora assistimos ao desenvolvimento de protocolos de aplicação de carga imediata (Verma, Nanda & Sood, 2015). Com o surgimento de novas tecnologias como o sistema T-Scan criado em 1987 por Maness, Benjamin, Podoloff, Bobick e Golden e aperfeiçoado até a sua versão mais recente, o T-Scan Novus em 2015, aquelas vieram permitir-nos amplarmos a nossa área de conhecimento no que tange às forças oclusais (Agbaje et al., 2017). Segundo alguns autores, o T-Scan possibilitaria superar as imperfeições de métodos mais clássicos, como o papel químico (Sutter, 2017).

Assim, neste trabalho será estudada a literatura relativa à capacidade do sistema T-Scan permitir ao clínico prever a ocorrência de complicações associadas a cargas oclusais em especial nas reabilitações implanto-suportadas, bem como se estas tem propensão para causar complicações, especialmente as biológicas.

Numa primeira parte, serão abordadas as diferentes morfologias implantares e suas indicações numa segunda parte, serão estudadas as diferenças entre o implante e a raiz natural, em particular, no que diz respeito à relação com os tecidos periodontais e as consequências dessas diferenças na resposta às forças oclusais. A seguir, e numa terceira parte, avaliará-se o recurso ao sistema T-Scan na gestão da oclusão em reabilitações

implanto-suportadas. Finalmente, na última parte, será abordado a importância das cargas oclusais na ocorrência de complicações e falhas em reabilitações implanto-suportadas.

## DESENVOLVIMENTO

### 1 Introdução Teórica à Implantologia

Os implantes tornaram-se o *golden standard* em Medicina Dentária, pois são na maioria dos casos os substitutos ideais para suprimir a falta dos dentes na arcada. Como um substituto de um único dente, o implante é autônomo não sendo necessário recorrer a dentes pilares, evitando o desgaste com a preparação dos dentes pilares (Misch, 2008). Quando estamos perante doentes que perderam vários dentes, os implantes podem fornecer suporte, retenção e obtermos uma reabilitação estável, que tem a opção de ser fixa ou removível.

Mas para o doente talvez o aspecto mais importante dos implantes seja que eles podem restaurar a qualidade de vida e aumentar consideravelmente a autoestima deste (Zembic & Wismeijer, 2013).

Um implante *root-form* é o tipo de implante dentário mais utilizado atualmente e consiste em três componentes principais: o corpo do implante, o pilar ou *abutment* e a conexão prótica (Misch, 2008). O corpo do implante consiste num poste de titânio ou de zircónio de forma relativamente cilíndrica que é cirurgicamente colocado na porção óssea do maxilar ou da mandíbula com o objetivo de simular a forma e a função mecânica da raiz de um dente. Após a inserção cirúrgica, a parte superior do implante deve ficar nivelada com a superfície do osso alveolar. O pilar é fixado ao corpo, usando-se para tal um parafuso próprio; o pilar eleva a sua superfície até atingir a mucosa superficial. Por fim, a prótese propriamente dita é cimentada ou aparafusada ao implante.

Este tipo de reabilitação permite vários tipos de soluções protéticas, pois não há a necessidade absoluta de criar uma proporção 1/1 (implante coroa). Por exemplo, uma prótese de 5 dentes pode ser suportada por apenas 3 implantes (Zohrabian, Sonick, Hwang & Abrahams, 2015).

Antes dos implantes de tipo *root-form* utilizavam-se implantes subperiosteais, implantes em lâmina e implantes transósseos (Zohrabian et al., 2015). Os implantes subperiosteais e de lâmina foram sendo substituídos pelos *root-form* devido à sua

anatomia e a colocação no osso serem mais favoráveis (Misch, 2008 ; Bert & Juste, 1995).

Em casos de mandíbulas altamente atroficas, podemos encontrar implantes transósseos colocado por baixo do queixo, atravessando a mandíbula de baixo para cima, até ficar exposto na cavidade oral. Não sendo raros os caso devido à extensa cirurgia que é necessária para a sua colocação (Misch, 2008 ; Bert & Juste, 1995).

## **1.1 Os Tipos de Implante**

### **1.1.1 As Formas de Implante Usadas**

Existem numerosos formatos e diâmetros de implantes disponíveis no mercado, que visam colmatar algumas falhas.

**Implante cilíndrico:** É um implante clássico, utilizado preferencialmente em locais da arcada onde podemos encontrar boa qualidade e densidade óssea (Petrie & Williams, 2005), que está tanto indicado para as regiões anteriores como para as posteriores (Minatel et al., 2017). Não está indicado para situações de pós-exodontia por não ocupar suficientemente o espaço deixado pelo dente extraído.

**Implante cónico:** É uma modificação do implante cilíndrico, desenvolvido para responder a indicações específicas, nomeadamente nos casos de limitações ósseas de ordem anatômica (Misch, 2008). Os implantes cónicos são preferencialmente usados em zonas pós-exodontia ou em locais cicatrizados, mas com menor qualidade óssea, por exemplo na maxila (Monterroso & Melo, 2015).

Recentemente foi criado um implante cónico autoperfurante com um desenho inovador, que confere uma elevada estabilidade primária em todo o tipo de densidades ósseas, fazendo dele um implante mais versátil. Encontra sua aplicação em muitas indicações, locais já cicatrizados ou locais pós-exodontia (Kokovic, Vasovic & Shafi, 2014).

**Implante cilíndrico-cónico:** O implante cilíndrico-cónico possui uma porção cónica e alargada no 1/3 médio e superior e uma porção cilíndrica em apical. Estes implantes apresentam uma melhor estabilidade primária devido à compressão periférica

do osso na porção cônica, daí serem indicados em zonas de baixa densidade óssea. No entanto, eles geram mais stress na área da crista, aumentando o risco de ocorrência de reabsorção óssea. (Davarpanah et al., 2018)

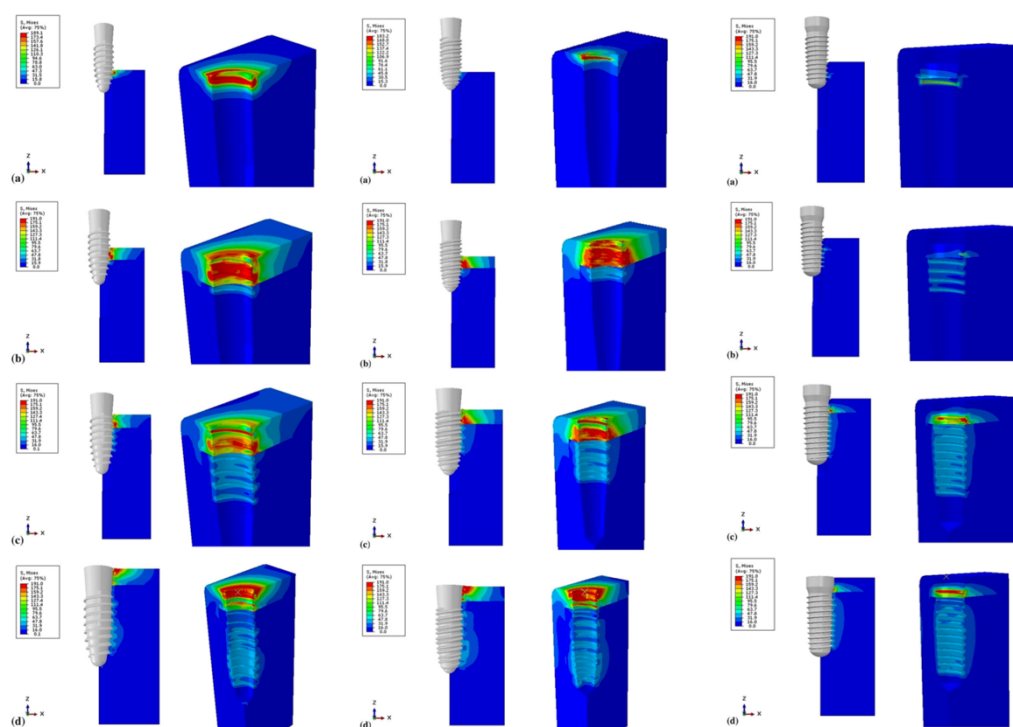


Figura 1 : Modelização dum finite elemento para avaliar a evolução do stress associado à forma do corpo de três implantes durante a perfuração. A concentração de stress no nível da crista óssea é observada com os implantes cônicos principalmente (Adaptação de Udomsawat et al., 2018).

As roscas do implante estendem-se até ao nível apical de acordo com um passo de rosca contínuo ou não. A sua geometria é muito variável dependendo do sistema,. (Moraes, Carvalho, Pellizzer, Falcón-Antenucci & Ferreira, 2009). São uma parte muito importante do corpo do implante, pois não só participam da estabilidade primária do implante pela compressão óssea entre as roscas, mas também porque é graças a elas que se dá a dispersão das forças que foram aplicadas sobre a coroa; graças a estas dá-se uma maior distribuição das tensões no osso quando os implantes são ativados (Udomsawat, Rungsiyakull, Rungsiyakull & Khongkhunthian, 2018).

O passo de rosca é definido pela distância na translação percorrida por uma rosca durante uma volta completa. Essa rosca pode ser dobrada ou triplicada, e é chamada

respetivamente de *thread* duplo ou triplo. A distância de uma rosca à outra continua a mesma, mas o passo de rosca é aumentado. Não há consenso sobre a distância ideal do passo de rosca. Ele pode ser diferente para alguns implantes, dependendo da qualidade do osso, aumentando quando a densidade óssea é menor. A velocidade de inserção do implante dependerá do comprimento do passo de rosca. Com efeito, o passo é inversamente proporcional ao tempo necessário para aparafusar, para se diminuir este passo de rosca, o encadeamento pode ser simples, duplo ou triplo (Davarpanah et al., 2018).

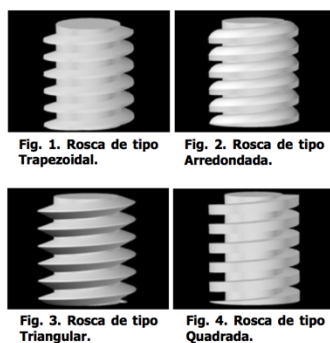


Figura 2: Modelização das varias geometrias disponíveis de roscas de implante (Adaptação de Moraes et al., 2009).

### 1.1.2 Os Comprimentos de Implante Usados

Com o uso crescente de implantes dentários para a substituição de dentes perdidos, implantes de várias dimensões foram fabricados na tentativa de se adaptarem às diferentes situações clínicas.

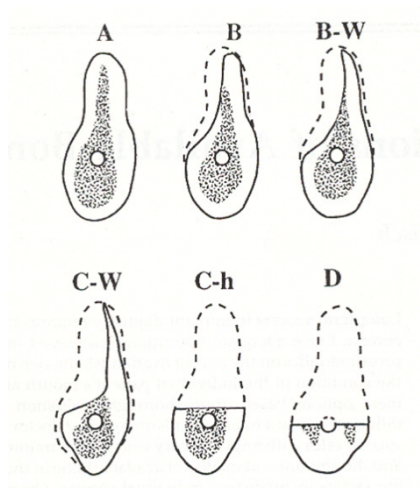


Figura 3: Esquema mostrando o padrão de reabsorção óssea característico da mandíbula e classificado em 4 divisões (A, B, C e D) de acordo com os critérios de Misch (2008), a fim de associar abordagens protéticas. (Adaptação de Misch, 2008)

h: altura inadequada  
W: largura inadequada

De facto, a reabsorção pode ocorrer em resultado de vários factores.

Em relação ao osso mandibular, a reabsorção não é uniforme, mas segue um padrão de evolução particular descrito na figura 3, Misch (2008). A espessura disponível no caso da mandíbula atrofiada é problemática; por outro lado o processo de reabsorção levanta outra questão que é o encurtamento da distância entre a crista óssea e o nervo alveolar inferior, agravado na região posterior.

No caso do osso da maxila, a reabsorção não segue o mesmo padrão de reabsorção da mandíbula, contudo a presença dos seios maxilares e das cavidades nasais representam um risco de atingimento e perfuração das mesmas (Standring, 2016).

Zohrabian et al. em 2015 definiram que deve haver um espaço de segurança de 2mm entre o implante e as estruturas anatómicas adjacentes e assim minimizar-se o risco de complicações.

O implante pode ter um comprimento entre 5mm e os 18mm, e os seguintes termos são aplicados, Implantes "*Short*", com tamanho inferior a 10mm, "*Standard*" para comprimentos entre 10mm e os 13mm, e "*Long*" para implantes maiores até os 18mm (Al-Johany, Al Amri, Alsaeed e Alalola em 2016).

A escolha do tamanho do implante pode variar consoante o protocolo usado para a sua colocação, data de início da função, bem como das estruturas anatómicas na proximidade.

Os estudos realizados por Kokovic et al. em 2014 e Hsu, Wu, Fuh e Huang em 2017 mostraram a importância do comprimento do implante escolhido na estabilidade primária, confirmando a hipótese de que os implantes "*Standard*" de acordo com a classificação de Al-Johany et al. (2016) apresentam uma melhor estabilidade primária do que os implantes "*Short*".

### **1.1.3 Os Diâmetros de Implante Usados**

Os diâmetros dos implantes geralmente variam entre 3 e 6 mm. A escolha do diâmetro do implante é condicionada pelo volume ósseo disponível e pelo planeamento protético. Deve ser compatível com o perfil de emergência da coroa e as tensões mecânicas que terá que suportar (Misch, 2008). Geralmente, é necessário que o implante seja idealmente rodeado por um diâmetro ósseo mínimo de 1,5 mm em vestibular e

lingual, que poderá ser confirmado na tomografia axial computadorizada (Zohrabian et al., 2015).

Segundo Al-Johany et al. (2016), os implantes "*narrow*" são os que têm diâmetros inferiores a 3,75mm. A introdução de implantes "*narrow*" no mercado ocorreu quando os doentes desdentados parciais e unitários passaram a ser reabilitados, pois em muitos casos os implantes "*standard*" não estavam indicados do ponto de vista cirúrgico ou para alcançar os resultados estéticos desejados (Petrie & Williams, 2005). Os implantes de diâmetros maiores são os implantes "*standard*", que se referem a implantes com diâmetro entre 3mm e 4,1mm, e os chamados implantes "*wide*", que apresentam diâmetros superiores a 4,1mm.

Colocar-se implantes de maiores diâmetros, proporciona uma maior área de superfície e permite otimizar o processo de osseointegração (Petrie & Williams, 2005); no entanto, pode criar compromissos estéticos. Do ponto de vista mecânico, um implante de maior diâmetro permite reduzir o afundamento necessário para harmonizar a emergência protética e melhorar a resistência mecânica da estrutura implante-*abutment*-coroa (Minatel et al., 2017).

#### 1.1.4 Morfologia da Conectividade Implantar

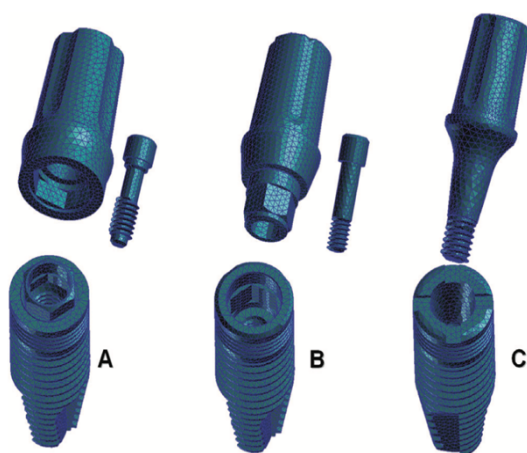


Figura 4: Modelização das principais morfologias de conexão (Adaptação de Pessoa et al., 2010) :

- A. Hexágono Externo
- B. Hexágono Interno
- C. Cone Morse



#### 1.1.4.1 As Conexões Externas

O sistema de conexão consiste num modo de alinhamento do tipo paralelo (Muley, Prithviraj & Gupta, 2012). O encaixe das duas partes macho e fêmea, e só pode ser realizada se houver um ajuste passivo, porque na verdade as paredes não são estritamente paralelas (Freitas Jr et al., 2012). O sistema de conexão é passivo ou seja não há forças entre o *abutment* ou pilar e o hexágono do colo do implante. No centro do hexágono vamos encontrar uma rosca que permite ao parafuso fixar o pilar ao implante. Podemos, então, afirmar que a estabilidade da junção do pilar com o implante depende do parafuso de transfixação.

A tolerância que é dada pelo ajuste passivo é necessária, mas está na origem de um hiato entre o pilar e o implante que pode criar micromovimentos, levando ao desaparafusamento das partes protéticas ou à fratura do parafuso de transfixação (Lemos et al., 2018).

#### 1.1.4.2 As Conexões Internas

Uma conexão é chamada interna quando a parte fêmea está localizada dentro do corpo do implante, onde o pilar se irá encaixar. Neste tipo de conexões utiliza-se um parafuso para manter o sistema fixo entre si (Lemos et al., 2018).

No princípio, a espessura residual das paredes do corpo do implante (<0,5 mm) era considerada muito baixa para ser compatível com as propriedades mecânicas do titânio grau 1 ou 2, mas graças ao desenvolvimento de novos biomateriais em liga de titânio de grau 4 e 5 este problema deixou de existir (Jorge et al., 2012).

No mercado, existem várias formas geométricas de conexões internas que diferem principalmente na forma do sistema anti-rotação, mas o mais comum é o sistema de hexágono interno (Lemos et al., 2018). Tal como o próprio nome indica, a conexão interna tem uma forma geométrica hexagonal, e são seis opções de posicionamento para o eixo do pilar ou *abutment* em conjunto com a restauração protética (Muley et al., 2012).

A forma de conexão interna é mais complexa e é uma evolução do hexágono interno. Esta permite aumentar o número de posições dos pilares graças ao aumento do número de lados. Muley et al. em 2012 caracterizam este sistema afirmando que com ele

se pode sentir e ouvir um clique, o que permite obter um completo e correto assentamento da prótese (Guillaume, 2013).

Se um maior número de faces permite maiores possibilidades de posicionamento, por outro lado a forma geométrica, ao se aproximar de uma circunferência, do ponto de vista mecânico esta induz uma perda de resistência às tensões laterais e rotacionais exercidas (Muley et al., 2012).

#### **1.1.4.3 Cone Morse**

O Cone Morse é proposto como uma opção para reduzir as complicações associadas ao desaparafusamento. O princípio do Cone Morse baseia-se no inter-bloqueio de dois cones padronizados, os quais têm uma conicidade que varia entre os 3 e os 4 graus. Graças à fricção entre os componentes protéticos, dá-se um travamento do sistema, o qual é referido como "soldagem a frio" (Muley et al., 2012). A resistência deste tipo de conexão é maior que a conexão plana, e o risco de desaparafusar ou fraturar o parafuso de transfixação é significativamente reduzido (Schneck & Chapotat, 2011 ; Freitas Jr et al., 2012).

Encontramos dois tipos de conexões:

- Cone Morse Puros;
- Cone Morse Modificados.

##### **1.1.4.3.1 Cone Morse Puro**

O pilar entra dentro do implante e o atrito promovido pelo Cone Morse bloqueia por si só o sistema - não existindo um parafuso - e o pilar é denominado de "cheio" (Belveze, 2011). A principal desvantagem dos "Cone Morse puros" é que não apresentavam sistemas anti-rotacionais, portanto, era difícil reposicionar o pilar na cavidade oral com a mesma posição que estava no modelo de trabalho (Schneck & Chapotat, 2011). Devido a isto, é necessária uma chave de reposicionamento que permita a transferência. Mais tarde, e para resolver essa dificuldade, foram associadas alterações à geometria do Cone Morse, denominada Indexação (Belveze, 2011).

#### 1.1.4.3.2 Cone Morse Modificado (Indexado)

As modificações introduzidas ao Cone Morse para facilitar o posicionamento, aumentaram a conicidade ( $>4^\circ$ ). No entanto, este aumento diminui a fricção entre os componentes e afetam a retenção do pilar. Deste modo há a necessidade de usar um parafuso de modo a reforçar a junção do sistema Pilar-implante (Muley et al., 2012).

#### 1.1.4.4 Conexão Ativa ou Passiva

Os implantes com Conexão Passiva representam a maioria dos sistemas de implantes. Essa conexão é definida por um pequeno espaço entre os componentes que são mantidos apenas por um parafuso. O desempenho deste tipo de conexão é condicionado pela respetiva geometria, mas também pela liberdade de movimento entre as partes masculina e feminina (Guillaume, 2013).

Conexões Ativas são representadas principalmente pela conexão tipo Cone Morse, em que o pilar cónico é inserido no corpo do implante que possui uma conicidade correspondente. A retenção é dada pela fricção do pilar na parede interna do implante. Portanto, não há espaço entre os componentes, as duas partes estão incorporadas (Belveze, 2011).

#### 1.1.4.5 Conceito de Platform Switching

No início, os componentes protéticos não estavam disponíveis. A solução foi recorrer a componentes protéticos padrão para implantes de grande diâmetro. Este conceito tornou-se conhecido como *platform switching* (Rignon-Bret, Gérot & Jakubowicz-Kohen, 2013). Estudos de casos clínicos e estudos retrospectivos sobre *platform switching* indicam haver uma menor taxa de perda óssea ao redor dos implantes dentários quando comparados com implantes que receberam pilares protéticos do mesmo diâmetro (Lemos et al., 2018). Foi sugerido que o posicionamento de uma interface implante-pilar longe da crista óssea permita a criação de uma área de superfície horizontal adicional para a fixação de tecido mole (Rignon-Bret et al., 2013). A microbiota peri-implantar é um outro factor importante, uma vez que o desenho desses implantes pode aumentar a distância entre o infiltrado de células inflamatórias e a crista óssea, minimizando assim os efeitos da inflamação no osso marginal peri-implantar com os

*platform switching* (Santiago et al., 2016). Os defensores da teoria biomecânica advogam que a possibilidade de centralizar o stresse no longo eixo dos implantes, reduz a tensão no osso cortical peri-implantar (Lemos et al., 2018).

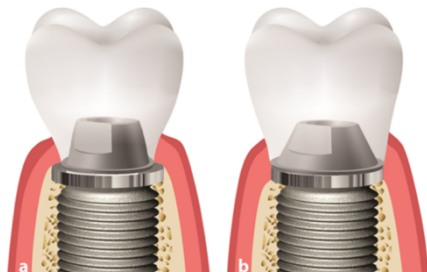


Figura 5: Esquema representativo do conceito de *Platform Switching* (Adaptação de Santiago et al., 2016). Podemos observar o espaço entre a crista óssea e a limite cervical da coroa na imagem a.

a. *Platform Switching*  
b. Conexão clássica

## 1.2 Reabilitação Oral sobre Implante

### 1.2.1 Os Tipos de Desdentado

Um sistema de classificação que permita a comunicação entre os profissionais e a concepção de protocolos reproduzíveis vem minimizar riscos e complicações. (Davarpanah et al., 2018). Foram feitas várias tentativas de desenvolvimento de uma classificação, desde 1898, e a partir do trabalho de Banwill surgiram várias classificações. No entanto, considera-se a classificação de Kennedy modificada por Applegate, e publicada em 1960, como a mais amplamente utilizada na literatura.

Além da quantidade óssea, a qualidade óssea é importante na avaliação de um doente e em definir se este tem indicação para reabilitação com recurso a implantes. A densidade do osso pode ser determinada em imagens de tomografia axial computadorizada, de acordo com o sistema preconizado por Misch (2008), que classifica a densidade óssea de D1 a D4.

D1 é caracterizado por córtex denso e grosso circundando um osso esponjoso densamente calcificado e com pouca ou nenhuma porosidade.

D2 é caracterizado por placas corticais densas e trabéculas espessas com pequenos espaços.

D3 é osso cortical fino com trabeculados finos.

D4 apresenta uma placa cortical fina ou ausente, com uma escassez de trabéculas mineralizadas.

O osso tipo D1 ou D2 são os que oferecem melhor garantias de taxa de sucesso relativamente à osseointegração (Zohrabian et al., 2015).



Figura 6: Fotografia de três seções do sector posterior mandibular no plano frontal mostrando densidade D2 (direita), D3 (centro) e D4 (esquerda) (Misch, 2008).

No seu trabalho publicado em 2008, Misch diz que:

- Sector mandibular anterior reabsorvido com o atingimento da sínfise mentoniana é geralmente caracterizado por possuir uma densidade óssea D1;
- Sector mandibular anterior, posterior e sector maxilar anterior são geralmente compostos por osso de densidade óssea D2.
- Sectores maxilares anterior e posterior, bem como o sector mandibular posterior, são geralmente compostos por osso D3.
- Sector na área posterior da maxila de doente desdentado a longo prazo é geralmente composto por osso D4.

### 1.2.2 Os Tipos de Reabilitações Implanto-suportadas

Em 1988, Misch organizou as alternativas de reabilitações implanto-suportadas em:

FP1: Prótese fixa substituindo apenas a coroa anatómica do dente em questão (Coroa

Unitária);

FP2: Prótese fixa substituindo a coroa anatômica do dente, bem como uma porção da raiz;

FP3: Prótese fixa substituindo várias coroas, bem como porções de raiz expostas, se necessário (Prótese Parcial Fixa Implanto-suportada);

RP4: Prótese removível completa integralmente implanto-suportada;

RP5: Prótese removível completa implanto-retida e mucosa suportada (Sobredentaduras).

### **1.2.3 Reabilitação Aparafusada**

A prótese aparafusada sobre implante pode ser fixada (conexão interna ou externa) ao pilar (*abutment*) e implante, ou diretamente ao implante. No meio da superfície oclusal da restauração vamos encontrar uma cavidade de acesso ao parafuso; esta deverá posteriormente ser obturada com resina composta para proteger o parafuso e por razões estéticas (Misch, 2008).

Se a retenção da prótese é assegurada pelo parafuso diretamente no implante, temos a técnica de restauração direta, que é chamada de UCLA (Rosenstiel, 2005).

A reabilitação aparafusada ao pilar e ao implante surge na maioria dos sistemas de implantes atuais; a vantagem deste é que são possíveis correções de angulação e depois colocar uma coroa com reforço interno de metal, em que o limite cervical repousa sobre o pilar e não sobre o implante (Zohrabian et al., 2015).

Indicações:

- Espaço intermaxilar ou interoclusal limitado, pois com uma estrutura cimentada poderíamos comprometer a retenção protética, ao colocar pilares de baixa altura, e perder retenção (Rosenstiel, 2005);
- Quando o eixo do implante é favorável, ou seja, a fixação do parafuso está centrada na superfície oclusal e não interfere com a estética (Freitas Jr et al., 2011);
- Doentes com alto risco de doença periodontal, restaurações extensas ou totais. Por serem facilmente removíveis, estas próteses simplificam o acesso a cuidados de manutenção (Freitas Jr et al., 2011).

**Contraindicações:**

- Próteses com divergência significativa em relação ao longo eixo do implante (Wang, Geng, Jones & Xu, 2016);
- Quando o acesso ao parafuso compromete a estética;
- Próteses com pequeno diâmetro e em que o parafuso pode comprometer a estabilidade oclusal (Verma et al., 2015).

A facilidade de acesso ao colo do implante, permite que se possa atuar diretamente quando as micro-mobilidades provocadas pelas complicações em redor do parafuso (fraturas, desapertamento) iniciam processos de desinserção de tecidos peri-implantados (Shi et al., 2018). Por outro lado, este tipo de estruturas permite estender a reabilitação pela adição de mais implantes (Rosenstiel, 2005), e reparar as próteses em laboratório (Freitas Jr et al., 2011).

A não aplicação de um cimento durante a colocação da prótese elimina os riscos de extravasamento do mesmo sob a mucosa, bem como risco de agressão peri-implantar (Shi et al., 2018). No entanto, durante as diferentes fases de confecção da prótese, o girar, o enroscar e o desenroscar das estruturas podem provocar danos ao nível da fixação epitelial e conjuntiva, aumentando o risco de contaminação bacteriana (Shi et al., 2018).

**1.2.4 Reabilitação Cimentada**

A prótese é cimentada num elemento, pilar ou *abutment*, sendo a retenção dada pela cimentação e não pelo parafuso.

**Indicações :**

- Casos unitários ou pequenas reabilitações;
- Casos estéticos e em que haja necessidade de estabilidade oclusal (Verma et al., 2015);
- Falta de convergência entre implantes, pois com a prótese cimentada consegue-se alterar a direção do eixo (Wang et al., 2016).

**Contraindicações :**

- Espaço interoclusal limitado;
- Reabilitações extensas ou totais, que podem necessitar de reintervenção (Rosenstiel, 2005);
- Casos de doentes em que se considera vir a necessitar de fazer readaptações, ou confeccionar nova prótese (Rosenstiel, 2005);
  - Se o limite cervical ficar numa profundidade subgengival com mais de 3mm, o que tornará impossível controlar a presença de resíduos de cimento.

Em resumo, este tipo de prótese tem vantagens do ponto de vista estético, técnico, biomecânico e funcional (Misch, 2008).

Em relação às vantagens biomecânicas e funcionais, o selamento permite que haja um encaixe passivo da prótese, o que melhora significativamente a resistência dos componentes à fratura quando comparado com as reabilitações aparafusadas. Também permite um equilíbrio e um ajuste oclusal idênticos aos que se realizam na prótese fixa dento-suportada (Verma et al., 2015).



## **2 Diferenças entre raízes naturais e implante, Consequências sobre à oclusão**

### **2.1 Anquilose funcional do Implante**

#### **2.1.1 Anatomia e Propriedades mecânicas do Ligamento periodontal**

##### **2.1.1.1 Histologia do Ligamento periodontal**

O ligamento periodontal, ou desmodonto, é o tecido conjuntivo fibroso, ricamente vascularizado e innervado que une o cemento ao osso através das fibras de Sharpey. Está localizado tudo ao redor da raiz do dente (Nikolaus, Currey, Lindtner, Fleck & Zaslansky, 2017).

##### **2.1.1.1.1 As Células do Ligamento periodontal**

Segundo Zuhre e Hürzeler (2012) as células do periodonto são constituídas por:

- Fibroblastos e fibrócitos, responsáveis pela síntese do colagénio e dos elementos estruturais da substância fundamental, mas também pela fagocitose do colagénio, que permite uma remodelação perpétua do colagénio e do periodonto.
- Células ósseas (osteoblastos, osteócitos e osteoclastos) e células cementares tais como cementoblastos, cementócitos e cementoclastos, responsáveis pela remodelação óssea e do cemento.
- Células anti-inflamatórias e anti infecciosas tais como leucócitos, plasmócitos, mastócitos, macrófagos e linfócitos.
- Restos de células epiteliais, ou restos epiteliais de Malassez, que são os remanescentes da bainha de Hertwig, estes restos epiteliais persistem após a formação da raiz no terço apical e não tem função aparente.

#### **2.1.1.1.2 A Matriz extracelular do Ligamento periodontal**

As fibras representam 70 a 80% da matriz extracelular. Eles fornecem a ancoragem ligamentar do dente no alvéolo. Estas fibras são constituídas principalmente por fibras de colagénio, mas também fibras de reticulina e fibras elásticas (Bouchard, 2014).

Cerca de 90% das fibras do ligamento periodontal são do colagénio tipo I (80%), mas também encontra-se colagénio do tipo III (15%). Eles são semelhantes às fibras encontradas ao nível gengival e também são sintetizadas e secretadas pelos fibroblastos (Dorow, Krstin & Sander, 2003 ; Lang & Lindhe, 2015).

Bouchard em 2014 refere no seu trabalho que as fibras estão organizados em feixes, ou seja:

- Um grupo em redor da crista alveolar, denominado fibras supra-crestais.
- Um grupo de fibras horizontais na parte coronária.
- Um grupo de fibras oblíquas, na parte média, encontra-se neste sítio cerca de 85% das fibras.
- Um grupo de fibras inter-radiculares.
- Um grupo de fibras apicais.

As fibras de colagénio do tipo III ou de reticulina, estão dispostas de maneira organizada de forma a constituir uma rede na qual as fibras de colagénio principais se desenvolvem, se orientam, fornecendo suporte para as células, nomeadamente os fibroblastos (Zuhr & Hürzeler, 2012).

As fibras elásticas são fibras longas extensíveis lineares anastomosadas umas às outras; mas seu papel e ação no ligamento periodontal ainda são pouco compreendidos.

Por fim as fibras do oxithalano são fibras elásticas imaturas, sintetizadas pelos fibroblastos. Tratam-se de fibras longas e lineares compostas de fibrilina que estão misturadas com as fibras de colagénio, elas funcionam como fibras de suporte e de desenvolvimento (Bouchard, 2014).

A substância fundamental, representando cerca de 70% do volume do ligamento periodontal, é um local de trânsito pelas contribuições metabólicas e a presença dos produtos de degradação celular (Dorow et al., 2003). É um gel polisacarídico, altamente hidratado, onde as células do periodonto e as fibras da matriz se banham.

Segundo Zuhr e Hürzeler (2012) encontramos principalmente na substância fundamental:

- Ácido hialurônico
- Proteoglicanos, cujo papel é manter a integridade física da matriz extracelular e permitir as interações célula-a-célula.
- Glicoproteínas estruturais, cujo papel é garantir a organização da matriz extracelular e interagir com as superfícies celulares. Na sua fase aquosa permite a difusão de moléculas solúveis, nutrientes, metabólitos e hormonas entre o sangue e as células.

Devido à sua compressibilidade e à estrutura das macromoléculas que a compõem, a substância fundamental atua como um amortecedor contra as forças de pressão desenvolvidas durante a mastigação ou outras funções orais e parafunções.

#### **2.1.1.2 A Capacidade de deformação do Ligamento periodontal**

A composição do ligamento periodontal permite a este cumprir uma função de amortecimento das tensões oclusais, de facto, e de acordo com a literatura (Nikolaus et al., 2017), observou-se que com forças aplicadas nos sectores molares este tecido consegue receber em média cargas na ordem dos 70N a 150N, assim pode chegar a suportar forças que podem atingir 500N (Bakke, 2006). A aplicação de forças de tal intensidade na superfície oclusal do dente provoca um movimento deste, movimento na sua primeira fase realizado graças à compressão do ligamento periodontal. Movimentos de 25 a 100µm podem ser geralmente registado (Kim, Oh, Misch & Wang, 2004), isto para uma espessura média do ligamento periodontal de 300µm (Bouchard, 2014) e com uma amplitude de 50 a 500µm (Nikolaus et al., 2017).

Segundo o trabalho de Nikolaus et al em 2017 e outros autores para além do seu papel ligamentar de suporte da posição do órgão dental, o ligamento periodontal também cumpre uma função de "guia" no movimento, este para se opor de maneira ótima às forças aplicadas. Esta capacidade de orientar a difusão da força está intimamente relacionada com a arquitetura do sistema fibroso do ligamento.

A resposta do ligamento periodontal à compressão está intrinsecamente ligada à velocidade de aplicação das forças, de facto, o fenómeno da deformação do ligamento

periodontal não é linear, mas segue uma curva de histerese, Dorow em seu estudo de 2003 mostra que quanto maior a velocidade de aplicação da carga, maior a rigidez do ligamento periodontal.

### **2.1.2 O Processo de Ósseointegração do Implante**

O conceito de ósseointegração foi definido como uma "união anatômica e funcional direta entre o osso vivo e a superfície do implante (Rouach & Miara, 2010).

#### **2.1.2.1 Estabilidade Primária Mecânica**

Assim que um implante é colocado nos ossos maxilares, certas áreas da superfície do implante estão em contato direto com o osso. Esse contato é associado à estabilidade primária ou mecânica e depende da morfologia do implante, da qualidade do osso e da preparação do leito implantar. A estabilidade primária diminui gradualmente durante o processo de remodelação óssea (Kokovic et al., 2014).

A estabilidade primária dependerá principalmente da qualidade óssea, volume ósseo disponível, técnica cirúrgica e morfologia do implante, especialmente num osso de baixa densidade (Goel, Sahoo, Saxena & Gandhi, 2013) Assim, o estado do osso do leito implantar condicionará o potencial de cicatrização e, portanto, o sucesso da cirurgia. De facto, o osso denso D1 geralmente fornece melhor estabilidade primária do que o osso tipo D3 e D4, no entanto, num osso mais esponjoso verifica-se um tempo de cicatrização mais curto, o que é vantajoso (Rouach & Miara, 2010).

A estabilidade primária é avaliada usando a análise de frequência de ressonância (RFA), um método não invasivo usando a RFA para estabelecer medidas quantitativas de estabilidade da interface tecido-implante. Inicialmente, os protótipos dos instrumentos davam seus resultados em Hertz, mas cada transdutor possuía a sua própria frequência de ressonância e a frequência de ressonância do mesmo implante variava de acordo com os transdutores. As medidas de frequência de ressonância são agora expressas pelo quociente de estabilidade do implante ( $ISQ = \text{Implant Stability Quotient}$ ). Eles são baseados nas frequências de ressonância subjacentes e calibradas do transdutor usado. (Davarpanah et al., 2018)

O ISQ é uma escala de estabilidade do implante, com valores que variam de 1 a 100, foram relatados que os valores de ISQ para implantes integrados com sucesso deveriam variar entre 57 e 82. Um valor baixo do ISQ <50 é uma indicação de uma falta relativa de estabilidade. Clinicamente, o valor mais baixo aceitável é de cerca de 40, e valores abaixo de 20 não deverão ser vistos (Kokovic et al., 2014). Se a estabilidade do implante for simétrica (a mesma estabilidade em todas as direções), apenas um valor do ISQ será encontrado, no entanto, é possível obter um valor baixo combinado com um valor alto, observa-se portanto um implante caracterizado por uma boa estabilidade em uma direção, mas por uma mais fraca numa outra, talvez devido à uma parede mais fina nesta última (Davarpanah et al., 2018). Nesse caso, tanto o maior valor como o menor valor refletem a estabilidade do implante. O maior valor verifica-se geralmente na direção mesio-distal e o menor valor na direção vestibulo-lingual (Kokovic et al., 2014).

De acordo com a literatura, não há dados clínicos suficientes para basear um diagnóstico apenas no valor do ISQ registado, especialmente em protocolo de aplicação de carga imediata. No entanto, o grau de subjetividade é muito menor do que o encontrado nos outros métodos de avaliação, como a avaliação do som transmitido à percussão manual. (Davarpanah et al., 2018)

### **2.1.2.2 Estabilidade Biológica Secundária e Remodelação óssea**

Estudos histológicos mostraram que a ósseointegração segue o mesmo processo de formação óssea que o da regeneração óssea em defeitos ósseos pequenos e fracturas ósseas estáveis tal como o que se passa nos alvéolos após exodontias, reposicionamento de fractura ou locais com enxertos ósseos. A sequência inicial dos eventos que encontra-se é equivalente ao da cicatrização óssea clássica (Gruber & Bosshardt, 2015)

Assim, na primeira fase da consolidação óssea ela é ativada pela própria preparação cirúrgica da matriz óssea, à medida que ela é exposta ao fluido extracelular, as proteínas não colagênicas e os factores de crescimento são liberados o que implica a ativação da reparação óssea. Os osteoblastos começam a aposição de tecido nos poros do defeito ósseo (Goel et al., 2013). A estabilidade mecânica inicial diminui gradualmente, e é substituída pela estabilidade biológica (Rouach & Miara, 2010).

Uma vez ativo, o processo de ósseointegração segue-se um processo biologicamente determinado, dividido em três passos (Misch, 2008 ; Goel et al., 2013):

- Aposição de tecidos ossos imaturos: O primeiro tecido osteóide formado entre a superfície do implante e o osso residual é caracterizado pela orientação das fibras de colagénio, vamos encontrar osteócitos irregulares e de baixa densidade, estes tecidos servem como base para a reorganização biológica entre as paredes ósseas e a superfície do implante, a sua formação predomina nas primeiras 4 a 6 semanas após a colocação do implante (Goel et al., 2013).

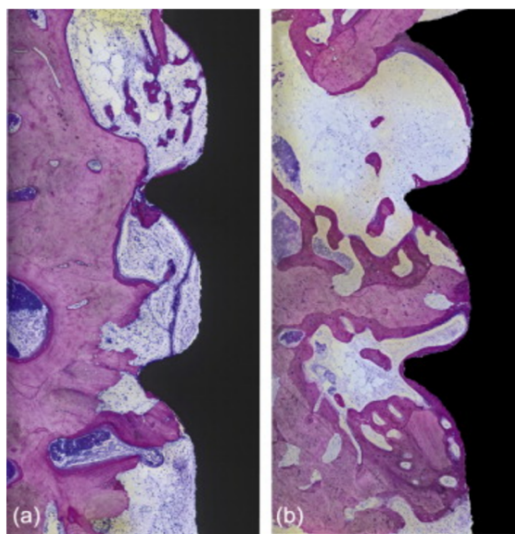


Figura 7: a. No dia 14, o osso recém formado, juntamente com os vasos sanguíneos, torna-se visível nas ranhuras do implante. b. No dia 42, a formação óssea prosseguiu e a superfície do implante está quase completamente coberta com osso novo. (Adaptação de Gruber & Bosshardt, 2015)

- Aposição do osso lamelar: No início do segundo mês, a estrutura do osso inicialmente formado é transformada em um osso lamelar mais elaborado, com uma banda bem organizada de fibras de colagénio reforçando a resistência e observa-se uma adaptação da massa óssea à carga, (Gruber & Bosshardt, 2015) mas esta estrutura também pode evoluir para uma mistura de osso fibroso, osso lamelar, tecido osteóide, com fibras de colagénio sem orientação definida. A formação deste osso fibroso pode orientar-se em três superfícies: tecido osteóide, osso residual e a superfície do implante. Ao nível do tecido osteóide, a deposição de um osso mais maduro permite um fortalecimento deste, concentra-se geralmente nas zonas em que as forças mais intensas são transferidas a partir do implante ao osso (Chang, Chronopoulos & Mattheos, 2013). No osso remanescente o osso lamelar está disposto sobre um tecido em degradação devido à interrupção da

vascularização durante a cirurgia, este tecido ósseo está em contato com a superfície do implante, o que compensa a perda óssea (Goel et al., 2013).

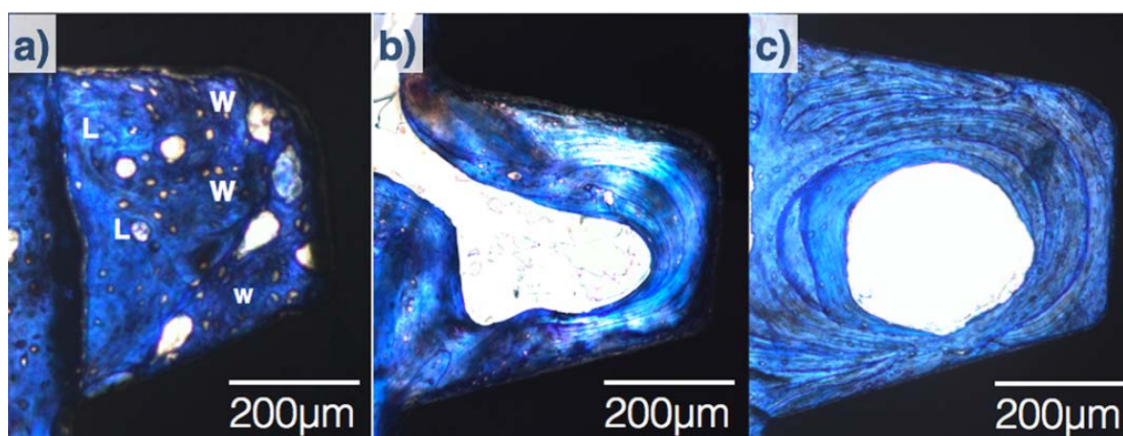


Figura 8: Essas imagens de microscópio óptico permitem observar a evolução histológica da ósseointegração na interface osso-implante. Nota-se o aumento da quantidade de osso lamelar ao longo do tempo (Adaptação de Gil et al., 2014).

- a) Implante com 1 ano de carregamento  
L : Osso lamelar  
W : Osso Imaturo
- b) Implante com 8 anos de carregamento
- c) Implante com 17 anos de carregamento

- Integração funcional (Remodelação Óssea): A integração funcional é a última fase da ósseointegração (Rouach & Miara, 2010), ela inicia-se por volta do terceiro mês após várias semanas de uma grande atividade de osteoformação (Goel et al., 2013). Encontra-se neste passo uma fase de reabsorção osteoclástica seguida de aposição lamelar (Gruber & Bosshardt, 2015).

Segundo Gruber e Bosshardt (2015) a remodelação óssea ocorre ciclicamente em 4 fases:

- Fase de ativação: Ao longo da superfície óssea inativa coberta por osteoblastos quiescentes, aparecem os precursores mononucleares dos osteoclastos.
- Fase de reabsorção: O osso antigo é reabsorvido pelos osteoclastos.
- Fase de inversão: Os osteoclastos são substituídos por células mononucleares.
- Fase de reconstrução: Os osteoblastos colonizam o intervalo entre o osso e preenchem-no aplicando uma nova matriz óssea. Durante esta última fase,

alguns osteoblastos permanecem bloqueados na matriz recém-formada e, em seguida, tornam-se osteócitos.

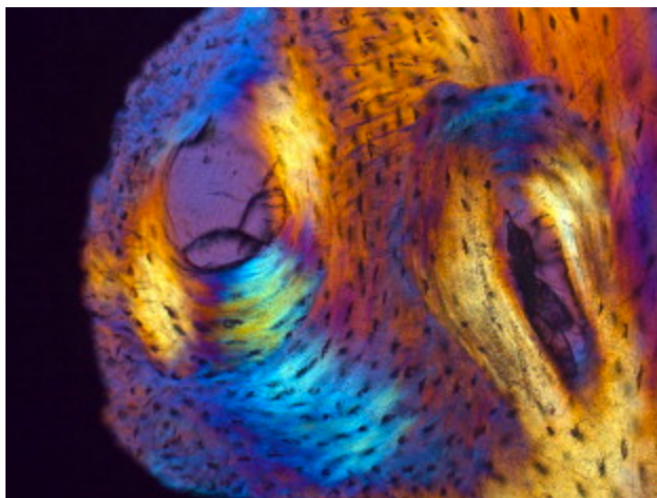


Figura 9: Análise microscópica com luz polarizada do osso mostrando claramente a estrutura lamelar do osso maduro em torno do implante. Também a estrutura lacunar dos osteócitos é claramente indicada (Adaptação de Gruber & Bosshardt, 2015).

### **2.1.3 Consequência no Amortecimento**

Ao contrário do caso do ligamento periodontal caracterizado pela sua capacidade de deformação, o sucesso da cirurgia implantare passa pela obtenção de uma estabilidade primária associada a uma ausência de movimento por parte do implante. Fala-se portanto de anquilose funcional, este termo é utilizado por causa das propriedades mecânicas serem próximas às de um dente anquilosado (Bert, 2018). De acordo com os trabalhos de Kim et al. em 2004, o movimento axial do implante ósseo integrado médio é de 3 a 5  $\mu\text{m}$ . Verma et al. em 2015 considerou que estes valores podiam atingir os 50  $\mu\text{m}$ . Em ambos os casos perante forças oclusais aplicadas aos implantes verifica-se uma concentração das forças no osso circundante.

Se um dente e um implante forem sujeitos a forças que criem certos graus de mobilidade, no caso da raiz natural é possível reduzir ou controlar essa mobilidade, mas no caso do implante não encontra-se o mesmo comportamento e por essa razão as forças podem ser destrutivas ao nível da crista osséa (Verma et al., 2015).



## **2.2 Impacto sobre a Propriocepção**

### **2.2.1 Inervação do Ligamento periodontal**

A sensibilidade da maxila é assegurada pelo segundo ramo do nervo trigêmeo, a da mandíbula pelo terceiro, nomeadamente o ramo do nervo alveolar inferior (Bouchard, 2014). O periodonto, particularmente a gengiva e o ligamento periodontal, são innervados não apenas pelos ramos onipresentes do simpático, mas também pelos mecanorreceptores do tipo corpúsculo de Ruffini (Trulsson, 2007), proprioceptores e por fibras nervosas nociceptivas (Cazals, 2018).

O limiar de excitação dos mecanorreceptores que reagem aos estímulos táteis (pressão), por exemplo ao estiramento das fibras periodontais, é relativamente baixo, mas as terminações nervosas nociceptivas têm um limiar maior. Estes dois sistemas fornecem informações tais como a posição da mandíbula, os movimentos dos dentes durante a fala, a mastigação e a deglutição, a sobre as pequenas mudanças de lugar associada a migração fisiológica dos dentes, e produzem dor em caso de cargas não fisiológicas ou de lesões tecidulares (Bouchard, 2014).

As informações dadas por estes sistemas possibilitam, entre outros factores, que o indivíduo estabeleça uma oclusão funcional dinâmica própria (Mariani, 2008).

Os mecanorreceptores asseguram a transmissão de "reações conscientes" ao núcleo sensitivo do nervo trigêmeo, localizado no sistema nervoso periférico, enquanto os reflexos inconscientes atingem os neurónios sensoriais mesencefálicos (Cazals, 2018). Estes diferentes tipos receptores estão localizados em regiões distintas do ligamento periodontal, assim ao nível do terço médio da raiz encontra-se uma maior densidade de receptores associados à "reações conscientes", enquanto que na região apical há um aumento do número de receptores de reflexos inconscientes cujos sinais atingem os neurónios sensitivos mesencefálicos (Cazals, 2018).

Num estudo realizado em 2007 por Trulsson, este autor afirma que o limiar de percepção não é uniforme em toda a arcada, ele varia, assim depende do local estimulado, deste modo o sector anterior da boca é mais sensível que o posterior, o que explica-se por uma quantidade maior de receptores (Trulsson, 2007).

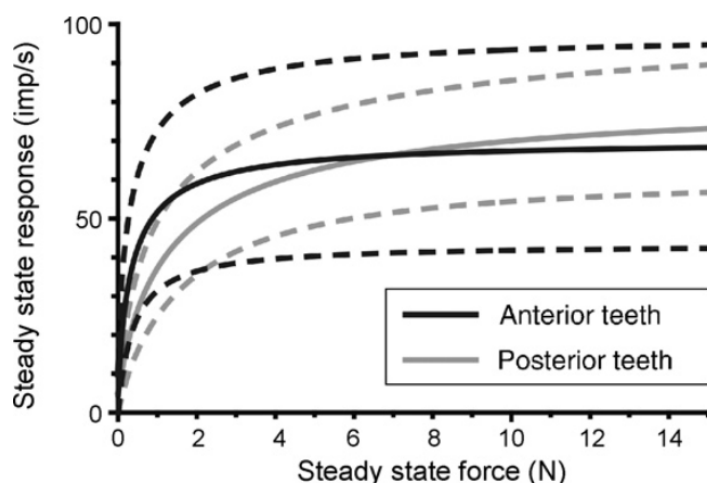


Figura 10: Gráfico mostrando a sensibilidade diferencial do sector anterior em relação ao sector posterior. Observamos a resposta mais rápida no sector anterior (Adaptação de Trulsson, 2007).

Varia ainda segundo a direção da carga que é aplicada, de facto se os dentes do sector anterior possuem um limiar de sensibilidade baixo, independentemente da direção do stresse, no sector posterior há uma menor sensibilidade no caso de forças aplicadas horizontalmente (Trulsson, 2007 ; Mariani, 2008).

### 2.2.2 Ósseo percepção em Reabilitação Implanto-suportada

A ósseo percepção não é equivalente à propriocepção (Bhatnagar, 2015). Em estudos histológicos são encontradas feixes nervosos, em grandes quantidades ao redor da interface osso-implante (Bert, 2018), estes são do mesmo tipo dos que enervam o periodonto do dente natural (Jacobs & Van Steenberghe, 2006 ; Zuh & Hürzeler, 2012), estes feixes nervosos estão reorganizados pelos osteoblastos que se formaram ao redor do implante. Estes feixes são capazes de transmitir informações ao SNC e ao longo do tempo podem transmitir até a percepção sensorial. Essa percepção é de natureza vibro-tátil ou sono-tátil (Bert, 2018).

A proprioceptividade permite, através de estímulos dentro do corpo, a transmissão de informações sobre posições e movimentos relativos, a percepção do toque é percebida pelos exteroceptores presente na pele, na mucosa, no osso, no periósteo, na gengiva e no ligamento periodontal (Jacobs & Van Steenberghe, 2006).

A ausência de fibras do ligamento periodontal implica um aumento dos limiares de sensibilidade, isto foi demonstrado por Jacobs e Van Steenberghe numa revisão sistemática realizada em 2006 e numa outra por Mariani em 2008. Estes autores referem que não existem diferenças entre o limiar de sensibilidade do dente vital e o do dente não vital. Mas verifica-se uma sensibilidade limiar média 2,5 vezes maior no caso de uma reabilitação implanto-suportada e, finalmente, um limiar 8 vezes maior no caso duma reabilitação removível sem suporte implantar. O limiar de ósseo percepção que corresponde ao limiar de sensibilidade à pressão também é maior para num implante do que num dente natural (Mariani, 2008).

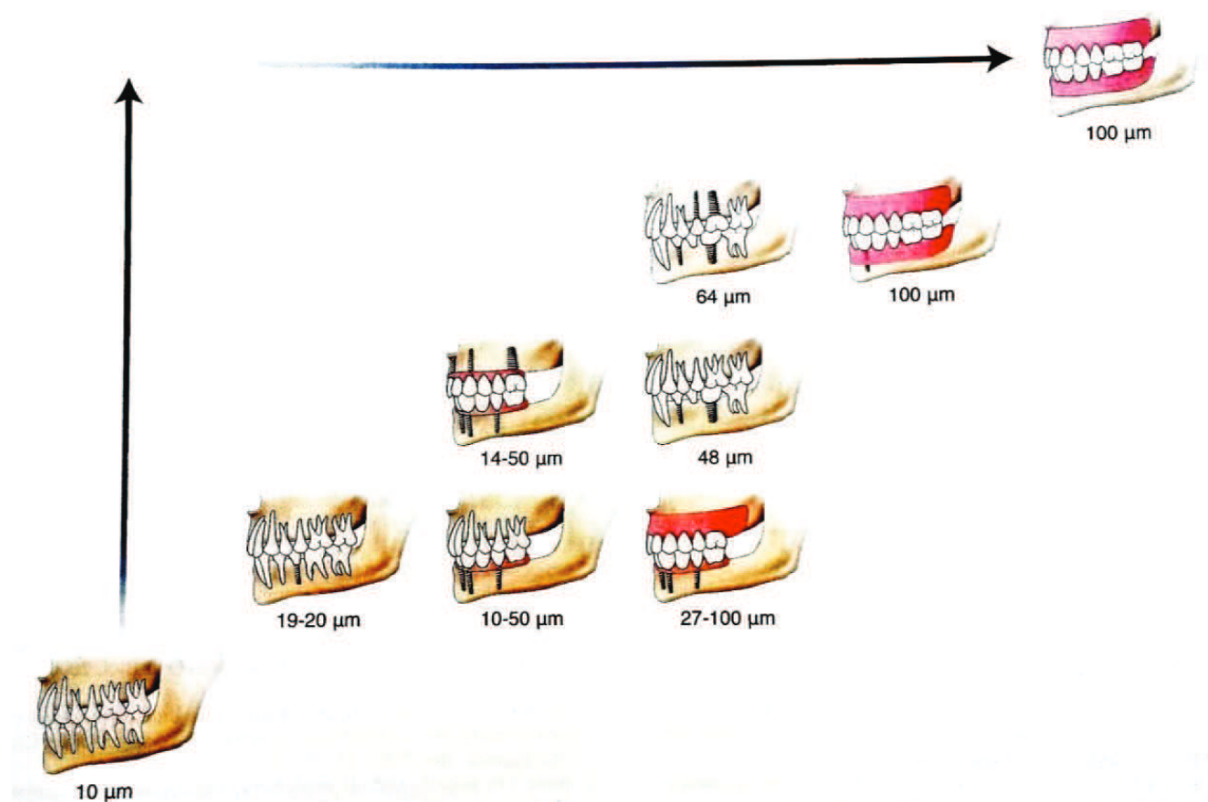


Figura 11: Diagrama ilustrando a evolução do limiar sensoriais em termos de espessura em  $\mu\text{m}$  em função do tipo de arcada antagonista (Adaptação de Bouchard, 2014).

Um outro factor a ter em conta é o tipo de dentição na arcada oponente, ou seja se o individuo tem dentição natural ou próteses, este é então um factor determinante para os níveis dos limiares sensoriais (Bouchard, 2014), quando a coroa implanto-suportada está em oclusão com um dente natural ou um elemento duma prótese dento suportada, são os

mecanorreceptores desses órgãos que assumirão a propriocepção (Bert, 2018). Porém, se existirem reabilitações implanto-suportadas nas duas arcadas, a ausência de fenômeno de propriocepção leva a que a modulação da atividade muscular torna-se dependente dos receptores sensíveis da articulação temporomandibular (Misch, 2008).

### **3 Interesse do Sistema T-Scan na Gestão da Oclusão em Reabilitação Implanto-suportada**

Os dentes apertam-se apenas durante a mastigação e a a deglutição, isto significa que a posição de máxima intercuspidação (MIC) dá-se durante alguns minutos por dia, no entanto, as forças oclusais, dependendo da sua intensidade e direção podem destruir as reabilitações, os implantes e mesmo o osso circundante (Valladares, Grisa, Hotchandani, Cinarli & Kang, 2018). A substituição de um dente natural por um implante equivale a substituir um sistema de proteção baseado na presença de receptores periodontais por um sistema anquilosado no osso que não possui os receptores periodontais perdidos (Lang & Lindhe, 2015 ; Bert, 2018). As próteses devem ser duráveis, e o médico dentista tem um papel importante a desempenhar no prognóstico das reabilitações protéticas que depende, entre outras coisas, do ajuste da oclusão (Davarpanah et al., 2018).

#### **3.1 Aplicação dos Conceitos ideais em Reabilitação Implanto-suportada**

A oclusão dentária é uma posição dentária estática que corresponde a todos os possíveis estados de contactos oclusais recíprocos dos dentes das duas arcadas, as funções oclusais representam as condições fisiológicas do contacto entre os dentes (Orthlieb, Darmouni, Pedinielli & Jouvin Darmouni, 2013).

##### **3.1.1 A Função de Travamento**

A função de travamento é responsável pela estabilidade criada entre os dentes mandibulares e os dentes antagonistas em MIC. Essa estabilidade implica a transmissão das forças oclusais na MIC o mais próximo do longo eixo do dente ou no caso de dentes implanto-suportados do eixo do corpo do implante.

Segundo Orthlieb et al. (2013) existe vários factores que nos permitem determinar se estamos perante um travamento fisiológico:

- A inclinação axial dos dentes, definida pelas curvas de compensação de Spee e Wilson (planos sagital e frontais respectivamente), esta posição permite que cada superfície oclusal dentária ou protética se posicione mais ortogonalmente ao plano oclusal de forma a dissipar as tensões aplicadas.
- A continuidade da arcada: Os contactos interproximais, além de seu papel protetor em relação à papila subjacente, também cumprem uma função mecânica, especialmente através da dissipação dos componentes laterais das forças.
- Oclusão de cada dente com dois antagonistas, exceto nos incisivos centrais inferiores ou nos sisos superiores, estes contactos estabilizam a MIC nos planos frontal e sagital.
- O tripodismo na organização dos pontos de contato induz um contato estável uma vez que define três planos distintos do espaço, sinónimo de equilíbrio estável.

Como o implante não possui um ligamento periodontal, o clínico deve criar um espaço diferencial de compressão entre a prótese implanto-suportada e os dentes naturais adjacentes. Misch propõe em 2008 um protocolo de aperto diferencial para resolver este problema; Assim, Inicialmente, o clínico com um papel de articulação de uma espessura e cor previamente definidas regista os pontos de contato com a oclusão em repouso. De seguida, o clínico repete o exame com um papel da mesma espessura, mas de cor diferente, e pede ao doente para morder fortemente em MIC para causar essa compressão do ligamento periodontal dos sectores hígidos ou dento-suportados.

Será considerado que a prótese implanto-suportada participa na função de travamento se ela apresenta na sua superfície oclusal apenas marcas suaves da cor do segundo papel utilizado. A presença de marcas da cor do primeiro papel induz uma sobreoclusão e pode conduzir à uma sobrecarga (Mariani, Margossian & Laborde, 2008).

### 3.1.2 A Função de Centragem

A MIC necessária para a avaliação da função de travamento inter-arcadas impõe à mandíbula uma posição condilar e implica uma relação destas com as estruturas da articulação temporomandibular. A função de centragem corresponde à capacidade da mandíbula de se adaptar a essas estruturas. Neste cenário, o clínico estudará a oclusão em relação cêntrica (ORC) (Orthlieb et al., 2013). O registro da relação cêntrica é crucial para o clínico em doentes com referencia dentária patológica, incompleta ou ausente (Davarpanah et al., 2018).

A manipulação em relação cêntrica, seguida pela posição de máxima intercuspidação, permite avaliar o diferencial ORC/MIC. As obstruções inter-cúspides na trajetória da posição ORC até à posição de MIC serão chamadas de prematuridades. Segundo a literatura, a presença de prematuridade no sector reabilitado é um factor de risco por criar uma sobrecarga oclusal, principalmente pela direção das forças que são criadas por esse fenómeno. De facto, o movimento que se percorre de ORC até MIC é principalmente horizontal, as forças aplicadas são, portanto, caracterizadas por um componente transversal significativo (Kim et al., 2004 ; Parekh, Shetty & Tabassum, 2013).

### 3.1.3 A Função da Guia

Esta função reúne os mecanismos oclusais responsáveis pelo retorno atraumático e estabilizado dos movimentos excursivos à MIC. O ideal é que essa função seja orientada pelo sector dentário anterior, considera-se, portanto, a guia anterior ou função incisiva no plano sagital e a guia canina para os movimentos de lateralidade (Orthlieb et al., 2013).

De acordo com o diagrama de Posselt descrito em 1952, no plano sagital dividimos o movimento de "protrusão" em duas fases, primeiro da posição de ORC até a posição de MIC e segundo, da MIC até a posição de topo a topo incisal (Stavarsjö & Wänman, 2018). Segundo o modelo teórico, este movimento é guiado pelas superfícies palatinas dos incisivos superiores e depende da contração dos músculos pterigóideos laterais, masséteres, pterigóideos mediais e feixes anteriores do temporal (Strandberg, 2016)

Este movimento resulta numa desocclusão posterior de cerca de 2 mm (Orthlieb et al., 2013). Se consideramos uma reabilitação implanto-suportada unitária, o clínico tentará preservar a função da guia dos dentes naturais sem interferir. No caso de uma reabilitação extensa do sector anterior, as coroas implanto-suportadas deverão ser construídas de forma a cumprirem essa função, mas duas complicações oclusais podem ocorrer devendo ser acautelado (Mariani, 2008):

- O sector anterior reabilitado não permite uma função incisiva eficaz, o que causa a criação de interferências.
- O sector anterior reabilitado está em sobreoclusão em detrimento do sector posterior, e isto mesmo em repouso.

### **3.1.3.1 A Reabilitação do Canino**

No movimento excursivo de lateralidade, os movimentos são guiados pelos caninos ipsilaterais até estabelecerem um contacto topo a topo, este movimento causa uma desocclusão no sector posterior do lado de trabalho de 1mm e no sector posterior não-trabalhando de 2mm (Orthlieb et al., 2013).

A presença de interferências oclusais desencadeia a criação de forças oclusais transversais prejudiciais à reabilitação. O clínico terá que ter portanto, o cuidado de evitar qualquer contato oclusal quer seja do lado de trabalho ou do lado de balanceio no sector implanto-suportado durante os movimentos excursivos de didução (Kim et al., 2004 ; Valladares et al., 2018).

O canino tem várias características que o tornam um dente cuja substituição é complexa. Devido à sua posição e morfologia, o canino atende a requisitos funcionais específicos. Tem um papel importante nas funções de travamento e de guia de desocclusão essencial para a correta dinâmica mandibular (Katona & Eckert, 2017). Ele tem a função de proteção dos dentes posteriores contra as forças horizontais (Orthlieb et al., 2013), e garante uma boa gestão dessas forças horizontais através de seu sistema proprioceptivo altamente desenvolvido (Bouchard, 2014).

Quando se considera a substituição do canino natural por uma coroa implanto-suportada, a não presença destas características cria complicações na reabilitação. (Mariani et al., 2008 ; Davarpanah et al., 2018) Assim as forças horizontais que são aplicadas aumentam significativamente o risco de ocorrência de complicações mecânicas (Valladares et al., 2018). Pois a combinação de baixa densidade óssea e do excesso



repetido de forças horizontais é uma conjunção potencialmente fatal para o implante (Mariani, 2008).

Atualmente, existe um consenso para proteger os caninos maxilares implanto-suportados das forças oclusais horizontais, ou seja o mesmo que é aplicado para proteger os caninos naturais superiores em situações periodontais ou protéticas difíceis, que é o recurso ao conceito de função de grupo (Valladares et al., 2018).

### **3.1.3.2 A Função de Grupo**

A função de grupo funciona quando o canino guia em didução com a participação de outros dentes adjacentes do lado de trabalho (limita a carga oclusal aplicada ao canino), e sem contactos no lado oposto, ou seja, no lado de balanceio. É funcional, eficaz em termos de mastigação e é a guia a mais frequentemente encontrada naturalmente (Orthlieb et al., 2013).

Segundo autores como Verma et al. (2015) e Valladares et al. (2018) a função de grupo pode aumentar as forças aplicadas nos dentes posteriores e ela pode ser difícil de ser obtida, de facto há um risco elevado de se criar interferências. A função de grupo é indicada quando a guia canina não pode ser obtida como é no caso da presença de um *overjet* importante, de uma oclusão de Classe III de Angle ou de uma mordida aberta.

Assim em muitos casos, o clínico procurará obter uma função de grupo reduzida ou parcial, a fim de minimizar o número de contatos durante os movimentos excursivos e reduzir o risco de ocorrência de interferência (Mariani, 2008; Davarpanah et al., 2018).

Há um "*timing*" durante os contatos que se estabelecem na função de Grupo, assim o canino é o primeiro dente a entrar em contato com seu antagonista, depois vêm os pré-molares e finalmente os molares. O canino deve ficar em contato durante todo o movimento, se durante o movimento de lateralidade houver um contato que se oponha à propriocepção do canino maxilar ele é considerado uma interferência (Verma et al., 2015).

### **3.1.4 O Conceito de Oclusão Mutuamente Protegida**

Segundo o princípio da Oclusão Mutuamente Protegida (OMP) os dentes posteriores protegem os dentes anteriores em MIC, e os dentes anteriores protegem os dentes posteriores durante os movimentos excursivos (Parekh et al., 2013). De facto, os dentes posteriores são sensíveis às forças laterais, os anteriores possuem uma densidade mais elevada de receptores periodontais o que lhes permitem regular muito precisamente os movimentos da mandíbula (Zuhr & Hürzeler, 2012 ; Bouchard, 2014 ; Lang & Lindhe, 2015).

### **3.1.5 O Conceito de Oclusão Balanceada**

O conceito de oclusão balanceada encontra-se na dentição decídua e aplica-se nas próteses totais muco-suportadas (Parekh et al., 2013 ; Valladares et al., 2018). No ORC, o travamento é assegurado por uma distribuição dos contatos em todos os dentes, adotando-se uma lingualização dos contatos, associado a ligeiros contatos anteriores (Valladares et al., 2018). Na protrusão, é necessário um guia com contatos anteriores e posteriores equilibrados com pelo menos um contato em cada lado. Durante a didução, é necessário ter contatos trabalhando em vários dentes e pelo menos um contato do lado de balanceio que seja estabilizador (Mariani et al., 2008 ; Verma et al., 2015).

## **3.2 Adaptação do Conceito oclusal ao tipo de Reabilitação Implanto-suportada**

Um conceito oclusal determina as características da participação da prótese na oclusão e na guia mandibular (Orthlieb et al., 2013). Poucos estudos científicos atuais abordam a questão de saber se os princípios da oclusão em dentes naturais podem ser aplicados à reabilitação implanto-suportada (Katona & Eckert, 2017 ; Valladares et al., 2018). Embora isso pareça possível, existem muitas contraindicações na literatura. Por exemplo, a maioria das publicações recomenda que a oclusão das próteses implanto-suportada, unitárias e múltiplas, seja ajustada de acordo com o conceito de aperto

diferencial proposto por Misch (2008) para compensar as diferenças em termos de compressibilidade no alvéolo entre os implantes e os dentes naturais (Verma et al., 2015).

Embora nenhum modelo oclusal ideal tenha sido desenvolvido para implantologia oral, a literatura sugere critérios gerais para reduzir interferências posteriores e os componentes transversais das forças em próteses implanto-suportadas. Convém seguir duas regras:

- A primeira regra é levar em consideração a natureza do elemento antagonista à prótese implanto-suportada e recorrer à propriocepção dos dentes antagonistas mesmo que seja só um dente. Não deveremos deixar de pensar nas duas arcadas (Bert, 2018).
- A segunda regra é sempre escolher o conceito oclusal que favorece a prótese menos estável (Misch, 2008; Davarpanah et al., 2018).

### **3.2.1 Caso da Reabilitação Unitária Implanto-suportada**

Relativamente as próteses unitárias implanto-suportadas, a maioria dos autores concordam com o interesse do aperto diferencial do Misch (2008) e de uma reavaliação oclusal regular (Verma et al., 2015). O caso de uma reabilitação de um canino implanto-suportado com oponente canino implanto-suportada é uma situação muito difícil de apreender devido ao papel do canino no equilíbrio proprioceptivo, mas é muito raro (Davarpanah et al., 2018). Se substituirmos apenas um dente por uma prótese implanto-suportada unitária com dentes adjacentes hígidos, não será essa reabilitação que mudará o conceito oclusal (Valladares et al., 2018).

Assim, no caso de reabilitação unitária implanto-suportada, o clínico favorecerá o esquema oclusal estável o mais próximo do esquema inicial do doente, sendo a oclusão condicionada pelos dentes ou elementos protéticos já presentes em boca. Se o doente apresenta uma arcada antagonista saudável sem falta de dentes, o clínico irá optar de acordo com a literatura para os conceitos de oclusão mutualmente protegida e de guia canina. Se o dente substituído estiver localizado no local do canino, uma função de grupo reduzida será preferida à guia canina, a fim de diminuir a carga aplicada à reabilitação implanto-suportada. Como demonstrado por Misch e Davarpanah et al. nos seus trabalhos respetivamente publicados em 2008 e 2018, o conceito oclusal escolhido deve favorecer o elemento protético o menos estável. O clínico, portanto, utilizará o conceito de oclusão

mutuamente protegida e a guia canina na presença de arcadas antagonista com prótese fixa não incluindo o canino. Se o canino estiver integrado na prótese da arcada antagonista, ou na prótese planificada, favorecerá a função do grupo. Se a arcada antagonista apresenta uma reabilitação removível abrangendo o setor posterior, o conceito de oclusão balanceada será favorecido. No caso de próteses parciais removíveis, os conceitos oclusais selecionados serão definidos de acordo com o tipo de desdentado (Kim et al., 2004 ; Mariani, 2008 ; Misch, 2008 ; Verma et al., 2015 ; Davarpanah et al., 2018 ; Valladares et al., 2018).

<b>Reabilitação Implanto-Suportada Unitária</b> <b>Antagonista</b>	<b>Incisivo, Premolare ou Molare</b>	<b>Canino</b>
2 caninos naturais	Oclusão Mutualmente Protegida e guia canina	Oclusão Mutualmente Protegida e função de grupo reduzida
1 ou 0 canino natural e dentes posteriores naturais	Oclusão Mutualmente Protegida e função de grupo	Oclusão Mutualmente Protegida e função de grupo
1 ou 0 canino natural e dentes posteriores incluídos numa PPR	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada
Prótese Total Removível	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada
Prótese fixa implanto-suportada	Oclusão Mutualmente Protegida e guia canina	Oclusão Mutualmente Protegida e função de grupo reduzida
Prótese total fixa implanto-suportada	Oclusão Mutualmente Protegida e guia Canina	Oclusão Mutualmente Protegida e função de grupo
Sobredentadura implanto-retida	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada

Tabela 1: Tabela recapitulativo dos conceitos ocluso protéticos em didução em reabilitação implanto-suportada unitária.

<b>Reabilitação Implanto-suportada Unitária</b> <b>Antagonista</b>	<b>Incisivo, Premolare ou Molare</b>	<b>Canino</b>
Prótese Parcial Removível	A ser definido de acordo com o tipo de desdentado	A ser definido de acordo com o tipo de desdentado
Prótese Total Removível	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada
Prótese fixa implanto-suportada	Oclusão Mutualmente Protegida	Oclusão Mutualmente Protegida
Prótese total fixa implanto-suportada	Oclusão Mutualmente Protegida	Oclusão Mutualmente Protegida
Sobredentadura implanto-retida	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada

Tabela 2 : Tabela recapitulativo dos conceitos ocluso protéticos em protrusão em reabilitação implanto-suportada unitária.

### 3.2.2 Caso da Reabilitação Múltipla Implanto-suportada

A natureza da arcada antagonista e a escolha da posição de referência, neste caso, são mais complexas do que para próteses unitárias. Uma vez que as reabilitações são múltiplas, existem varias possibilidades que estão dependentes do sector que elas abrangem e da natureza da arcada antagonista. Se a arcada antagonista não apresenta nenhuma reabilitação nem nenhuma necessidade de reabilitar, de acordo com a literatura é aconselhável basear o esquema oclusal nos elementos saudáveis. Portanto o clínico optará por uma oclusão mutuamente protegida e uma guia canina. Se a arcada antagonista apresenta uma reabilitação fixa, o clínico também favorecerá a oclusão mutuamente protegida, mas poderá optar por uma função de grupo em didução de acordo com o tipo de reabilitação planificada. A fim de promover o equilíbrio das forças mastigatórias, os autores recomendam o recurso à função de grupo em reabilitação múltipla implanto-suportada no sector posterior. Como no caso da reabilitação unitária, se a arcada antagonista apresenta uma prótese parcial removível, o conceito oclusal escolhido dependerá do tipo de desdentado. Se a arcada antagonista apresenta uma prótese total removível ou uma sobredentadura implanto-retida, o conceito de oclusão balanceada tem indicação (Kim et al., 2004 ; Mariani, 2008 ; Misch, 2008 ; Verma et al., 2015 ; Davarpanah et al., 2018 ; Valladares et al., 2018).

Reabilitação implanto-suportada múltipla Antagonista	Reabilitação do setor anterior	Reabilitação do setor posterior	Reabilitação da arcada completa
2 caninos naturais	Oclusão Mutualmente Protegida e guia Canina	Oclusão Mutualmente Protegida e guia Canina	Oclusão Mutualmente Protegida e guia Canina
1 ou 0 canino natural e dentes posteriores naturais	Oclusão Mutualmente Protegida e função de grupo	Oclusão Mutualmente Protegida e função de grupo	Oclusão Mutualmente Protegida e função de grupo
1 ou 0 canino natural e dentes posteriores incluídos numa PPR	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada
Prótese Total Removível	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada
Prótese fixa implanto-suportada	Oclusão Mutualmente Protegida e guia Canina	Oclusão Mutualmente Protegida e função de grupo reduzida	Oclusão Mutualmente Protegida e guia Canina
Prótese total fixa implanto-suportada	Oclusão Mutualmente Protegida e guia Canina	Oclusão Mutualmente Protegida e função de grupo	Oclusão Mutualmente Protegida e guia Canina
Sobredentadura	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada

Tabela 3: Tabela recapitulativo dos conceitos ocluso protéticos em didução em reabilitação implanto-suportada múltipla.

Reabilitação implanto-suportada múltipla Antagonista	Reabilitação do setor anterior	Reabilitação do setor posterior	Reabilitação da arcada completa
Prótese Parcial Removível	A ser definido de acordo com o tipo de desdentado	A ser definido de acordo com o tipo de desdentado	A ser definido de acordo com o tipo de desdentado
Prótese Total Removível	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada
Prótese fixa implanto-suportada	Oclusão Mutualmente Protegida	Oclusão Mutualmente Protegida	Oclusão Mutualmente Protegida
Prótese total fixa implanto-suportada	Oclusão Mutualmente Protegida	Oclusão Mutualmente Protegida	Oclusão Mutualmente Protegida
Sobredentadura implanto-retida	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada	Oclusão Balanceada

Tabela 4: Tabela recapitulativo dos conceitos ocluso protéticos em protrusão em reabilitação implanto-suportada múltipla.

### 3.3 Estudo da Morfologia oclusal

#### 3.3.1 Adaptação do Desenho protético

De acordo com Misch (2008), existem diferentes tipos de estimulação mecânica observáveis quando se aplica uma força em uma reabilitação implanto-suportada, as forças que podem atuar são de três tipos, tensão, compressão e cisalhamento.

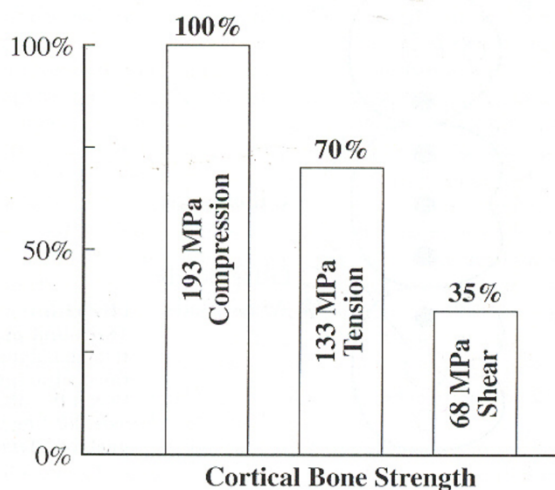


Figura 12 : Gráfico representativo da resistencia do osso cortical o em função do tipo de estimulação (Adaptação de Misch,2008).

O osso cortical é mais resistente às forças compressivas, 30% menos resistente às de tensão e 65% ao cisalhamento, os estudos demonstraram que forças do tipo "cisalhamento" são particularmente deletérias. De facto elas são caracterizadas por um componente transversal significativo (Verma et al., 2015). O primeiro objetivo é realizar um desenho protético associado ao desenho do implante, favorecendo a ausência de forças transversais (Mariani, 2008).

A literatura propõe as seguintes recomendações quanto à morfologia oclusal das coroas implanto-suportadas:

- Fossas e sulcos pouco marcados (Katona & Eckert, 2017)
- Estreitamento vestibulo lingual do prato oclusal (30-40% na região molar) (Mariani et al., 2008 ; Verma et al., 2015)
- Inclinação reduzida da cúspide (Katona & Eckert, 2017)
- Comprimento reduzido do *cantilever* (as extensões devem ser evitadas) (Verma et al., 2015 ; Valladares et al., 2018)
- Contatos oclusais mais leves em próteses sobre implantes (Misch, 2008)
- Sobremordida mínima para aplicar menos carga nos implantes anteriores (Verma et al., 2015).

### 3.3.2 Importância da Reabilitação Provisória

O elemento chave da prótese implanto-suportada, com o que sabemos hoje em dia da neurofisiologia dos implantes é serem carregados com uma prótese provisória. Esta não deve ser considerada um desperdício de tempo, pois permite avaliar o comportamento do implante face às forças oclusais, ter tempo para a refletir (Rosenstiel, 2005).

Ele também permite o estabelecimento dos contornos estéticos e fisiológicos, para ser usado como uma guia para qualquer alterações cirúrgicas dos tecidos peri-implantares (Zuhr & Hürzeler, 2012) e para ajudar o doente a adaptar-se à nova oclusão. Tudo o que fizermos com o recurso ao articulador pode ser uma boa aproximação de um conceito oclusal da prótese, mas não é suficiente. Portanto, a reabilitação provisória é essencial para validar o conceito oclusal e protético planeado para ser colocado em boca (Davarpanah et al., 2018).

A reabilitação provisória é facilmente modificada por adição ou remoção de resina, o qual permite ao clínico de manter um controle sobre as cargas oclusais, especialmente durante os meses após a cirurgia de implante ou a ativação do implante. Podemos associar o conceito de *progressive bone loading* que consiste no controle das cargas oclusais recebidas pelo implante através da utilização de materiais provisórios. De acordo com a literatura o conceito de *progressive bone loading* é eficaz, especialmente em implantes colocados num osso de qualidade baixa a média (Turner & Nentwig, 2014). Uma vez que a morfologia oclusal e o conceito são validados, depois de várias semanas, poderemos então confeccionar a prótese final num material definitivo. Ele irá copiar a prótese provisória otimizada (Verma et al., 2015 ; Davarpanah et al., 2018).

### **3.4 Interesse do sistema T-Scan**

#### **3.4.1 Definição e Funcionamento do sistema T-Scan**

O sistema T-Scan inicial foi desenvolvido em 1987 por Maness et al., com o propósito de analisar as relações oclusais relacionando-as com o momento em que existem (Bozhkova, 2016). As otimizações sucessivas deste sistema de análise oclusal computadorizada tornaram possível passar da primeira versão do T-Scan I para a versão mais recente do T-Scan Novus, fabricado e comercializado por Tekscan<sup>TM</sup> em 2015 (Majithia, Arora, Anil Kumar, Saxena & Mittal, 2015).

##### **3.4.1.1 Descrição do sistema T-Scan I**

Este sistema é composto por um sensor, um punho e um cabo, bem como uma unidade central e seu software. O sensor consiste em um filme de poliéster com espessura inferior a 60 µm. Várias camadas de tinta eletricamente condutora são sobrepostas no filme. As camadas superior e inferior têm listras finas que formam uma grelha com mais de 1.500 pontos sensíveis à pressão chamados *sencells*. O espaço entre as linhas condiciona a resolução planar é de 1,27 mm<sup>2</sup>.

O software permite uma visualização e a gravação da oclusão num intervalo de tempo de 3 segundos. Três modos de análise estão disponíveis: O *balance plot* é um gráfico tridimensional da distribuição dos contactos em função do tempo, a exibição do tempo que permite visualizar no monitor o primeiro contacto e todos os outros contactos



de acordo com seu tempo de aparecimento e finalmente a função de comparação das imagens que permite visualizar simultaneamente vários modelos de contacto oclusal.

O sensor T-Scan consiste em camadas de tinta ultra-finas e sensíveis à pressão. Quando ela aumenta, a resistência elétrica diminui. Esta informação é integrada no processador e é então enviada para o dispositivo de visualização : um sinal correspondente aparece no monitor.

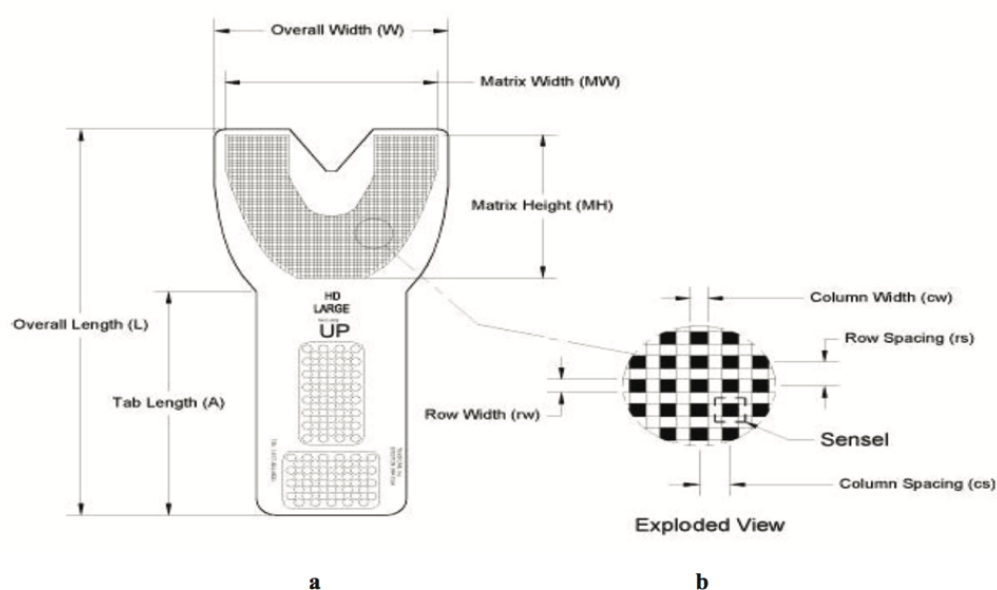


Figura 13: Esquema do sensor T-Scan (Adaptação de Bozhkova, 2016).

a. Vista geral

b. Vista dum segmento detalhada

Um relógio está embutido no processador e é programado para interromper o circuito a cada 0,01 segundo e depois retomar uma nova gravação. Cada registro de pressão é armazenado, isso fornece uma cronologia da informação e, portanto, uma análise da oclusão em tempo real (Maness et al., 1987).

### **3.4.1.2 Os sistemas T-Scan II e T-Scan III**

Não obstante, foram relatadas falhas ao sistema T-Scan I, em particular em relação à falta de fiabilidade na localização das cargas oclusais e a falta de reprodutibilidade das medições (Da Silva Martins, Caramelo, Ramalho da Fonseca & Gomes Nicolau, 2014). Neste contexto, é criado o T-Scan II em 1995, equipado com um software compatível com Windows. O registro dos contactos oclusais pode ser analisado usando uma barra de ferramentas no computador. A análise em tempo real das gravações é completada pela possibilidade de retroceder as gravações (Da Silva Martins et al., 2014). O número de *sencells* é muito maior que no T-Scan I, é agora de 2000 por 2,54cm ou seja, 790 *sencells* por centímetro. Um código de cor indica as variações de pressão medidas, desde o azul, indicando contactos oclusais fracos até as cores vermelha e quente, ilustrando os contactos oclusais mais intensos (Agbaje et al., 2017).

Em 2006, uma nova versão é disponibilizada : o T-Scan III. Enquanto o T-Scan I tinha apenas 16 níveis de força, o T-Scan III tem 256. O sensor é conectado ao computador central por uma chave USB e o software é melhorado.

Segundo Dimova (2014), Majithia et al. (2015) e Agbaje et al. (2017) três modos de visualização e análise são à disposição do clínico:

- Uma representação esquemática da arcada com os contactos oclusais representados como colunas tridimensionais cuja altura aumenta com a intensidade do contacto, bem como a cor que varia de azul para os contactos fracos até vermelho para os contactos fortes. As medições ainda são feitas ao longo do tempo.
- Uma representação esquemática da arcada com contactos oclusais na forma de manchas cuja superfície e cor variam de acordo com a intensidade do contacto (azul = fraco e vermelho = forte). As medições também são feitas e entregues em tempo real, um filme é visível no monitor.
- Um gráfico que indica para cada ponto a força relativa exercida sob a forma uma percentagem do total das forças em função do tempo.

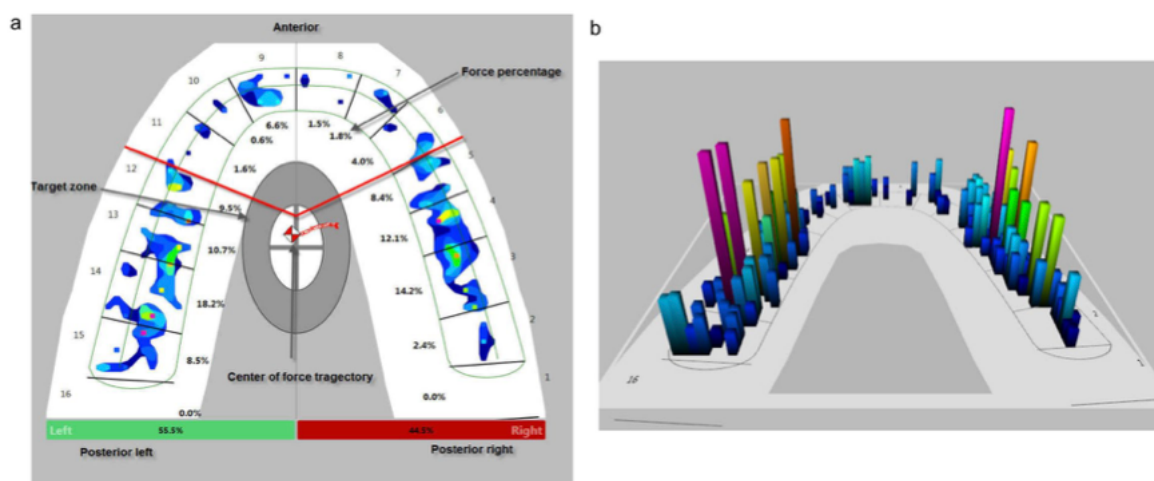


Figura 14: a. Ilustração da representação esquemática do arco com contatos na forma de tarefas. b. Ilustração da representação esquemática do arco com os contatos oclusais representados como colunas tridimensionais (Adaptação de Agbaje et al., 2017).

### 3.4.1.3 T-Scan Novus

O sistema T-Scan Novus® é a versão mais recente desenvolvido por Tekscan<sup>TM</sup> em 2015. Dada a recente aparição do dispositivo, a literatura não permite verificar a fiabilidade deste novo produto. Assim, as informações a seguir serão derivadas dos dados transmitidos pelo fabricante e serão interpretadas com pleno conhecimento de causa. Concluiremos em relação ao impacto do sistema T-Scan neste trabalho com base nas informações disponíveis na literatura sobre o sistema T-Scan III, que beneficia de um maior nível de evidência.

Então, de acordo com as informações fornecidas pelo fabricante em 2019, o *handpiece* do Novus possui atualizações para melhorar a eficiência em um ambiente clínico, como uma alça mais fácil de segurar, botões de ajuste de sensibilidade no consultório, redesenho de trava de alça, fixação de parede e cabo substituível pelo clínico. A versão do *software* acompanhante vem com melhorias inspiradas do usuário, como assistente de ajuste de sensibilidade, eleição para desconsiderar artefacto de overjet ou overbite de oclusões Classe II de Angle, auto-digitação (categorização) de *scan* multi-mordida, linhas de temporização de fechamento mais precisas e alertas de carga de implante aprimorados.

### 3.4.2 Contribuição do sistema T-Scan em comparação com as Técnicas clássicas

A fim de medir a contribuição do sistema T-Scan, uma revisão da literatura foi realizada de acordo com os critérios metodológicos de projeto do *Cochrane Journal* (Sambunjak, Cumpston & Watts, 2018). Nesse sentido, recorre-se ao método PICO para estabelecer a seguinte problemática: O recurso ao sistema T-Scan é clinicamente recomendado no diagnóstico das sobrecargas oclusais em reabilitações implanto-suportadas, em vez das técnicas convencionais, como o papel químico ?

Assim, usando os MeSH terms "*T-Scan Implantology*" e "*T-Scan Reliability*" consideradas relevantes neste caso, primeiro procurámos nas diferentes bases de dados acessíveis (Pubmed, ScieLo, B-on e Cochrane) os artigos abrangendo este tema publicados entre 2010 e 2019.

Por "abrangendo este tema" , entendemos as publicações cujas palavras-chave ou elementos do título são comuns às palavras-chave escolhidas para alcançar esta revisão. 184 artigos foram listados como correspondendo ao nosso tema de estudo entre 2010 e 2019. Após uma revisão dos resumos dos 184 artigos, 33 foram retidos no estudo de acordo com o seguinte critério: Publicações nas quais um dos objetivos é a avaliação do interesse do recurso ao sistema T-Scan na prática clínica. Os 151 artigos excluídos do estudo abordaram o sistema T-Scan apenas como uma ferramenta e sem aprofundar as características e o impacto deste último. Os 33 artigos restantes são estudados na íntegra. Esta etapa considerará os critérios de inclusão no estudo a seguir: Materiais e Métodos transparentes e justificados com bibliografia apropriada, Publicação de autores que já publicaram, Publicação proveniente de jornais reconhecidos. E os seguintes critérios de exclusão: Estudos de tipo *Case Report*, Opiniões, Estudos comparativos de menor qualidade e Estudos realizados *in-vitro*.

Dezoito publicações atendem aos critérios do nosso estudo e são resumidas.

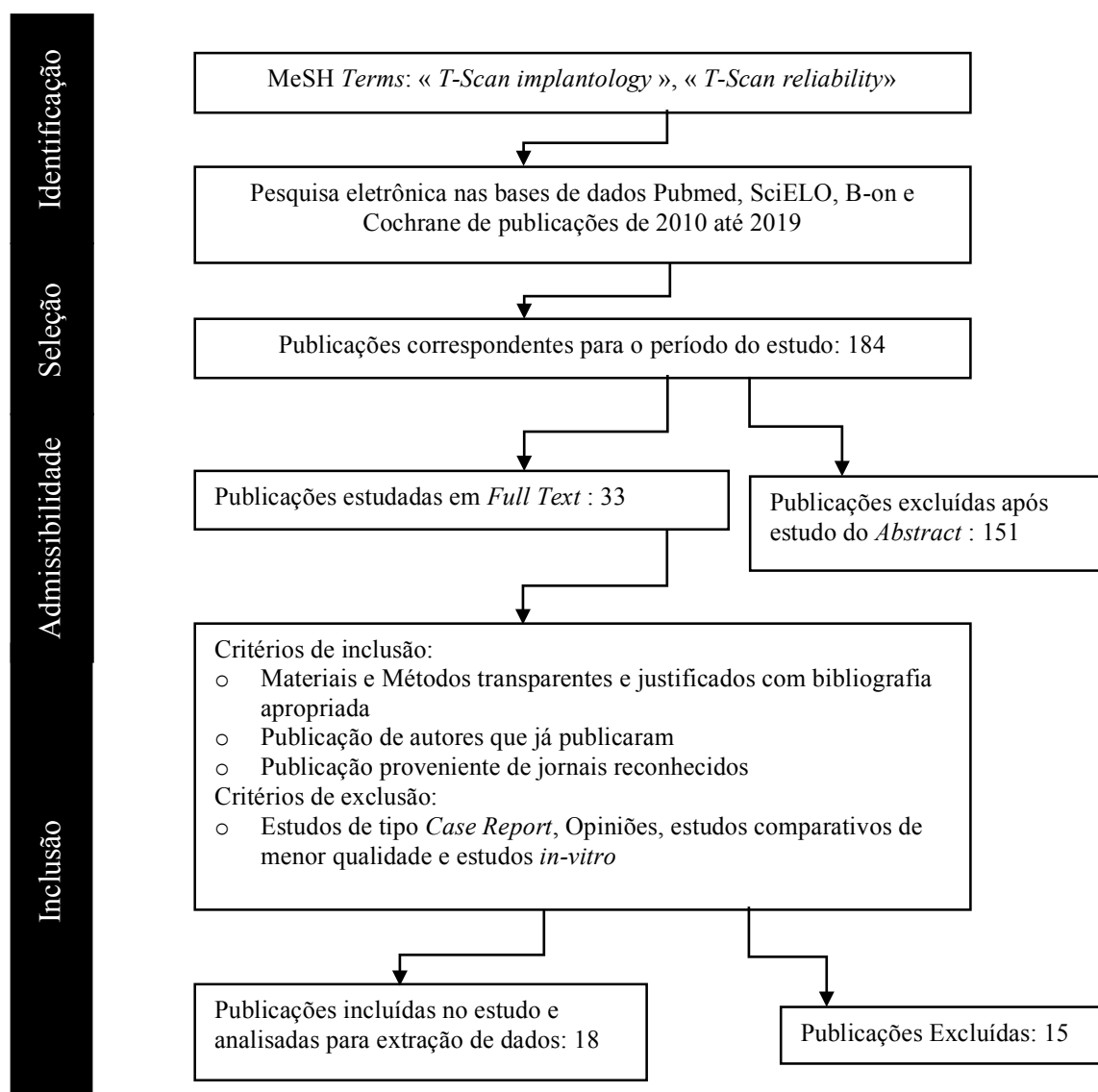


Tabela 5: Diagrama da metodologia seguida na realização da revisão de acordo com as indicações do *Cochrane Journal*.

Após uma caracterização da amostra, durante a qual relatamos os autores, os anos de publicação e o número de sujeitos integrados em cada estudo, três variáveis são avaliadas em cada publicação.

Inicialmente, a versão do sistema T-Scan em questão foi avaliada. De facto, de acordo com a literatura, a primeira versão do sistema T-Scan não tinha a mesma capacidade de atender às expectativas clínicas que a última versão (Da Silva Martins et al., 2014). Numa segunda etapa, avaliámos os critérios de interesse do sistema T-Scan destacados nos diferentes artigos. Os propósitos do sistema T-Scan, de acordo com a literatura, são os seguintes: A capacidade de realizar medições ao longo do tempo ao contrário das técnicas convencionais ; a possibilidade de superar a subjetividade

associada à interpretação das marcas das técnicas clássicas ; a maior precisão em relação as medições e, finalmente, a capacidade de reproduzir o diagnóstico com precisão, mesmo num ambiente clínico variável. Assim, os diferentes aspectos realçados nas publicações serão destacados e relatados sob a forma de uma tabela de dados. Associaremos a nota "Medição no tempo" se o autor enfatiza em seu estudo o interesse da avaliação da oclusão dos doentes ao longo do tempo. As notas "Objetividade", "Precisão" e "Reprodutibilidade" serão associadas se o autor aponta em seu estudo, o interesse do sistema T-Scan respetivamente em termos de objetividade na interpretação dos resultados, de ganho de precisão das medições em comparação com técnicas convencionais e, finalmente, de capacidade de reproduzir o exame em um ambiente clínico variável. Se não se verifica nenhuma referencia aos critérios de interesse referidos na publicação não se nota nada na secção dedicada a este fim.

Finalmente a última variável estudada será a presença ou não de uma recomendação para uma prática clínica na publicação. Vamos associar as notas "Não tem indicação "," Tem indicação "ou" Não conclua sobre este assunto "respetivamente a uma contraindicação clara do autor, um interesse enfatizado pelo autor numa aplicação clínica e a ausência de tal recomendação por parte do autor.

Após a análise dos dezoito artigos, devido aos diferentes métodos utilizados, bem como à amplitude em termos da variável estudada em cada estudo, não é possível a realização de uma metanálise sobre variáveis mais precisas do que as mencionadas anteriormente. Assim, as conclusões resultantes desta pesquisa terão que ser confirmadas por estudos randomizados; com o intuito de avaliar de forma mais profunda a temática em estudo.

Autor(es)	Ano de publicação	Amostra	Versão de Sistema T-Scan avaliado	Crítérios de interesse revelados	Indicação na pratica clinica
Thanathornwong & Suebnukarn	2017	40	T-Scan III	Medição no tempo	Não conclua sobre este assunto
Sutter	2017	152	T-Scan III	Objetividade Precisão	Tem indicação
Lila-Krasniqi et al.	2017	54	T-Scan III	Objetividade	Não conclua sobre este assunto
Agbaje et al.	2017	70	T-Scan III	Reprodutibilidade Objetividade Precisão	Tem indicação
Bozhkova	2016	30	T-Scan III	Medição no tempo Precisão Objetividade	Tem indicação
Afrashtehfar & Qadeer	2016	Revisão	T-Scan III	Precisão Objetividade Medição no tempo	Tem indicação
Qadeer, Abbas, Sarinnaphakorn & Kerstein	2016	50	T-Scan III	Objetividade	Tem indicação
Lee & Lee	2016	48	T-Scan III	Medição no tempo Objetividade Precisão Reprodutibilidade	Tem indicação
Kerstein & Radke	2016	29	T-Scan III	Reprodutibilidade	Tem indicação
Arslan et al.	2016	39	T-Scan III	Reprodutibilidade Precisão	Tem indicação
Di Berardino et al.	2016	47	T-Scan III	Reprodutibilidade Objetividade	Não conclua sobre este assunto
Majithia, Arora, Anil Kumar, Saxena & Mittal	2015	30	T-Scan III	Objetividade	Tem indicação
Basso et al.	2015	40	T-Scan III	Reprodutibilidade Objetividade Precisão	Tem indicação
Liu, Chang, Shen & Hong	2015	10	T-Scan III	Reprodutibilidade	Tem indicação
Dimova	2014	40	T-Scan III e T-Scan II	Objetividade Precisão	Tem indicação
Pellicer-Chover et al.	2014	15	T-Scan III	Reprodutibilidade	Não conclua sobre este assunto
Haralur	2013	100	T-Scan III	Reprodutibilidade Medição no tempo	Não conclua sobre este assunto
Koos, Godt, Schille & Göz	2010	42	T-Scan III	Objetividade Precisão Reprodutibilidade	Tem indicação

Tabela 6 : Tabela dos resultados da análise dos 18 artigos seleccionados

Portanto, Primeiro, entre os estudos que atendem aos nossos critérios de inclusão e exclusão, 100% (18/18) são realizados com o sistema T-Scan III e 6% (1/18) com o sistema T-Scan II.

Depois, 67% (12/18) dos estudos apontaram que o recurso ao sistema T-Scan III foi pertinente graças à objetividade da interpretação dos resultados exibidos. 56% (10/18) dos estudos enfatizaram o interesse do sistema T-Scan III devido à sua capacidade de reproduzir exames em ambientes orais variáveis entre cada doente, bem como no contexto das pesquisas envolvendo muitos investigadores. 50% (9/18) dos estudos insistiram na relevância do sistema T-Scan III, dada a precisão dessas medidas, em comparação com as técnicas mais tradicionais. Por fim, 28% (5/18) dos autores destacaram o interesse de ter a possibilidade de avaliar a aplicação das forças oclusais em função do tempo.

Por fim, 0% (0/18) dos estudos contraindicaram o uso do sistema T-Scan para otimizar a avaliação da oclusão na prática clínica. 28% (5/18) dos estudos não concluem sobre os possíveis vantagens do uso do sistema T-Scan III na prática clínica, em comparação com o uso de técnicas convencionais. 78% (14/18) dos autores enfatizam a utilidade e o interesse geral do sistema T-Scan III na avaliação da oclusão do doente como uma ferramenta diagnóstica mais confiável e precisa do que as técnicas convencionais, tais como papel químico e recomenda o recurso ao T-Scan III.

Assim de acordo com a literatura atual e mais precisamente com as observações realizadas na nossa revisão podemos concluir sobre os seguintes aspectos: A informatização da análise oclusal permite aumentar a fiabilidade dos resultados, pois não depende mais da interpretação subjetiva de uma marcação oclusal (Dimova, 2014 ; Majithia et al., 2015 ; Agbaje et al., 2017). A análise oclusal computadorizada permite que os ajustes oclusais sejam direcionados de forma precisa e previsível (Dimova, 2014 ; Majithia et al., 2015 ; Agbaje et al., 2017).

A análise oclusal usando o sistema T-Scan baseia-se em vários conceitos oclusais, ou seja: O centro da força, os contactos oclusais bilaterais simultâneos e a desocclusão posterior imediata. Quando verifica-se contactos oclusais equilibrados, a resultante da soma de todas as forças oclusais que actuam sobre cada dente é centrada sobre um ponto chamado o centro de força, que está localizado numa elipse localizada transversalmente através da porção média da maxila e no plano sagital entre a face mesial do segundo pré-molar e a face distal do primeiro molar (Agbaje et al., 2017).



Critérios de interesse revelados	Amostra Total	Autor(es)
Objetividade	603 + revisão	Sutter (2017) ; Lila-Krasniqi et al. (2017) ; Agbaje et al. (2017) ; Bozhkova (2016) ; Afrashtehfar & Qadeer (2016) ; Qadeer, Abbas, Sarinnaphakorn & Kerstein (2016) ; Lee & Lee (2016) ; Di Berardino et al. (2016) ; Majithia, Arora, Anil Kumar, Saxena & Mittal (2015) ; Basso et al. (2015) ; Dimova (2014) ; Koos, Godt, Schille & Göz (2010)
Reprodutibilidade	440	Agbaje et al. (2017) ; Lee & Lee (2016) ; Kerstein & Radke (2016) ; Arslan et al. (2016) ; Di Berardino et al. (2016) ; Basso et al. (2015) ; Liu, Chang, Shen & Hong (2015) ; Pellicer-Chover et al. (2014) ; Haralur (2013) ; Koos, Godt, Schille & Göz (2010)
Precisão	461 + revisão	Sutter (2017) ; Agbaje et al. (2017) ; Bozhkova (2016) ; Afrashtehfar & Qadeer (2016) ; Lee & Lee (2016) ; Arslan et al. (2016) ; Basso et al. (2015) ; Dimova (2014) ; Koos, Godt, Schille & Göz (2010)
Medição no tempo	218 + revisão	Thanathornwong & Suebnukarn (2017) ; Bozhkova (2016) ; Afrashtehfar & Qadeer (2016) ; Lee & Lee (2016) ; Haralur (2013)

Tabela 7 : Tabela dos resultados em função dos critérios de interesse revelados

Em 2010, Koos, Godt, Schille & Göz analisam a precisão e a reprodutibilidade das medições do T-Scan III em 42 doentes e em 30 ciclos mastigatórios. Em particular, eles avaliam a influência do reposicionamento do sensor entre cada movimento mastigatório, bem como o uso de um novo sensor. A percentagem de erro varia entre 1% e 2,8%, dependendo do método usado, que indica um nível muito alto de fiabilidade. Estudos mais recentes de Agbaje et al. em 2017, realça o interesse do sistema T-Scan na gestão da oclusão e a possibilidade de reduzir a probabilidade de ocorrência de complicações pós reabilitações relacionadas às causas oclusais.

No entanto, Cerna, Ferreira, Zaror, Navarro & Sandoval em 2015, através de um estudo *in vitro* sobre a capacidade dos *sencells* do sistema T-Scan III, questionou os benefícios associados ao uso deste último. De facto, Cerna et al. (2015) mostram *in vitro* que os *sencells* caracterizam-se por valores de erro significativos de 9% em média no estudo e até 22% no máximo, na avaliação da força absoluta. Cerna et al. (2015) em seguida, mostram que dois *sencells* submetidos ao mesmo ambiente mecânico mostram diferenças de medidas significativas em forças relativas. Finalmente a capacidade dos *sencells* de levar em conta o factor tempo aproxima a perfeição de acordo com os resultados de Cerna et al. (2015).

Esta publicação de Cerna et al. em 2015 levou Sutter, Yiannios & Radke a publicar em 2016 uma carta ao editor destacando que:

*" Despite the efforts of the authors, their study's findings offer false conclusions to the reader, based upon inappropriate statistical reporting and misguided figure interpretation that was combined with less than ideal test methods."*

Sutter et al. (2016) denunciam o uso do *Lin's Concordance Correlation Coefficient* (LCCC) em vez do coeficiente de correlação mais recente de Pearson na análise estatística dos resultados, assim como a má interpretação desses resultados. De facto, o LCCC (0,698) descrito como representativo de "*poor level* de concordância" está de acordo com a literatura representativo de "*fair to good* correlação ". Apesar das limitações deste estudo de Cerna et al. (2015), o erro de 9% observado em média durante as medições realizadas com os *sencells* é um facto. No entanto, Sutter em 2017 mostra que a subjetividade da interpretação das marcas quando se utiliza o papel químico envolve pelo menos uma má interpretação em 87% dos casos, quase 10 vezes mais do que com o sistema T-Scan III. Também temos que tomar em consideração o facto que este sujeito não está muito tratado ainda na literatura , além disso, algumas publicações como as de Radke e Kertstein estão relacionadas com a empresa Tekscan. Portanto essas conclusões têm que ser confirmadas com estudos mais rigorosos no futuro.

## **4 Importância da Carga oclusal na ocorrência de Complicações em Reabilitação Implanto-suportada**

### **4.1 Bruxismo e Planeamento de Reabilitação Implanto-suportada**

O bruxismo é "o termo geral usado para definir atividades parafuncionais diurnas e noturnas que incluem moagem, fricção, tapinhas e apertamento dos dentes (Thymi, Rollman, Visscher, Wismeijer & Lobbezoo, 2018)

O bruxismo do sono ou bruxismo excêntrico caracteriza-se por um aperto e moagem dos maxilares e dos dentes à noite. Tem uma prevalência de cerca de 10% (Misch, 2008). O bruxismo diurno ou bruxismo cêntrico é mais caracterizado pelo aperto dos dentes, essas contrações são geralmente involuntárias e de intensidade e duração variadas.

O bruxismo primário é uma atividade desencadeada pelo próprio corpo, idiopático, provavelmente devido à ativação do sistema nervoso autônomo, em conexão com distúrbios respiratórios ou ansioso. O bruxismo secundário é associado a doenças neuropsiquiátricas, sequelas neuropáticas ou ao efeito de drogas ou tratamentos médicos. Esses distúrbios podem criar bruxismo ou exagerar um bruxismo primário preexistente (Thymi et al., 2018). O bruxismo modifica a duração, a direção (forças laterais e não axiais), o tipo (cisalhamento em vez de compressão) e a magnitude (4 a 7 vezes maior) das forças mastigatórias (Misch, 2008). Portanto, será essencial realizar um estudo prévio preciso para avaliar os riscos e a viabilidade do tratamento. A avaliação clínica e a anamnese são essenciais para identificar a parafunção e melhorar a perenidade das reabilitações protéticas implanto-suportadas (Mariani, 2008).

Num primeiro tempo, um exame exobucal nos permitirá avaliar a dimensão vertical por meio da altura do estágio inferior da face: se o desgaste for compensado pela egressão alveolar, não há problema de dimensão vertical de oclusão visível. Se este não for o caso e houver uma subsidência do terço inferior da face, uma reavaliação e uma possível modificação da dimensão vertical usando próteses provisórias são indicadas (Thymi et al., 2018). O exame visual detetará uma possível hipertrofia dos masséteres e será acompanhado por uma palpação dos músculos mastigatórios para procurar dores ou sensibilidades (Misch, 2008).

A seguir, durante o exame endobucal, a avaliação da qualidade e da espessura da mucosa em zonas dentadas e desdentadas será essencial. O clínico observará os dentes para avaliar as condições dos dentes, à adaptação das restaurações, a amplitude do desgaste, as presenças de rachaduras ou fracturas e a mobilidade dentária (Davarpanah et al., 2018).

No entanto, como visto acima, o desgaste não é característico do bruxismo e todos os bruxomanos não apresentarão desgaste, especialmente os jovens (Misch, 2008).

Ao nível periodontal, além da mobilidade dentária, será realizado um exame periodontal detalhado : biótipo gengival, *charting* (Bouchard, 2014). O médico irá observar o estado de recessão gengival e se pode ser substituído com a gengiva “protética” se necessário (no caso de desdentado total com reabsorção óssea elevada por exemplo).

O bruxismo seria uma contraindicação relativa para a colocação de implantes, por isso recomenda-se tomar as precauções necessárias ao nível protético e cirúrgico (Misch, 2008). As tensões excessivas sobre implantes poderiam possivelmente (Chang et al., 2013) causar fracturas do implante ou piorar uma peri-implantite já diagnosticada causando micro-movimentos e micro-lesões que podem conduzir a perda de ósseointegração do implante (Liaw, Delfini & Abrahams, 2015).

As complicações em reabilitação fixa implanto-suportada seriam, portanto, mais importante em bruxomanos. O sucesso dos implantes seria afectado pelo bruxismo. A taxa de falha em reabilitação implanto-suportada seria mais elevada em doente bruxomano (Davarpanah et al., 2018).

O desgaste dos dentes protético que sejam feitos em resina ou cerâmica, é inevitável. Este desgaste fica amplificado pelo aumento do poder mastigatório e as forças parafuncionais (Soliman, Tamam, Yousief & El-Anwar, 2015). O desgaste de ajuste dos sectores posteriores às forças oclusais não deve ser confundido com o desgaste excessivo que está sendo discutido aqui (Thymi et al., 2018). O desgaste excessivo causa distúrbios funcionais devido à instabilidade oclusal criada (Davarpanah et al., 2018).

Dimova, em seu estudo publicado em 2014, conclui que o papel químico é ineficiente para identificar com precisão os contatos oclusais sujeitos às sobrecargas patológicas em doentes bruxomanos. Ele demonstra o interesse do recurso ao sistema T-Scan nesta situação para confirmar às hipóteses de diagnostico estabelecidas de acordo com os resultados obtidos com as técnicas clássicas.

## **4.2 Complicações e Fracassos durante a fase protética**

### **4.2.1 Métodos e Protocolos de avaliação**

#### **4.2.1.1 Exame Clínico**

Os exames clínicos incluem a observação dos tecidos mole peri-implantares, sondagem e a busca de mobilidade (Bouchard, 2014).

A observação de tecidos moles: O aparecimento da mucosa peri-implantar reflete o seu estado de saúde. De facto, uma condição inflamatória caracteriza-se por vermelhidão, edema, sensibilidade ao contato ou sangramento ao escovagem (Torul, Bereket, Sener & Bastan, 2016). Esses sintomas associados à supuração ou hemorragia à sondagem são sinais de mucosite (Caton et al., 2018). A presença de supuração ao nível de um implante pode sugerir a presença de uma bolsa profunda e perda óssea significativa: sinónimo de peri-implantite (Caton et al., 2018).

O uso de uma sonda periodontal é essencial para estabelecer um diagnóstico. Torna possível medir a profundidade da bolsa em torno do implante, para dar o nível de inserção e para identificar a presença de sangramento ou supuração ao sondagem (Bouchard, 2014). O clínico pode usar uma sonda metálica convencional, mas é preferível usar uma sonda de plástico flexível que possa deslizar ao longo do implante sem danificá-lo (Davarpanah et al., 2018).

É importante saber que a resistência ao sondagem em torno de um implante é menor do que em torno de um dente natural. Isto deve-se à natureza dos tecidos moles peri-implantar, à ausência das fibras de Sharpey em torno de um implante e ao arranjo circular e paralelo ao eixo do implante das fibras de tecido conjuntivo (Zuhr & Hürzeler, 2012). Segundo Valente e Andreana (2016) a sondagem deve ser feita com uma força de 0,25N para preservar os tecidos peri-implantares. Em teoria, a medição da profundidade do sulco deve ser realizada sistematicamente no dia da colocação da supraestrutura protética para servir de referência nos exames subsequentes e para seguir a evolução da doença (Davarpanah et al., 2018).

O sangramento à sondagem é um parâmetro relativo para detetar a doença peri-implantar, pois há uma tendência maior de induzir sangramento ao sondar o local peri-implantar devido à fragilidade da inserção periodontal (Bouchard, 2014). Acordamos

mais importância à presença da supuração à sondagem, que está mais intrinsecamente ligada ao diagnóstico da peri-implantite (Schwarz, Derks, Monje & Wang, 2018). Por outro lado, a ausência de sangramento à sondagem reflete a estabilidade dos tecidos peri-implantares (Bouchard, 2014). Cuidado, no entanto, o efeito vasoconstritor da nicotina, que pode criar falsos negativos, devido à ausência de sangramento à sondagem (Davarpanah et al., 2018).

A presença de mobilidade ao nível da supraestrutura protética não significa que o implante esteja perdido. Neste caso, é necessário remover a prótese e seus componentes e verificar se o implante mesmo tem mobilidade (Davarpanah et al., 2018). De facto, a mobilidade do corpo do implante reflete uma perda de ósseointegração e pode ser interpretada como um factor de falha do implante (Sachdeva, Saluja, Mani & Tandon, 2017).

#### **4.2.1.2 Exame da Oclusão**

##### **4.2.1.2.1 Exame das Arcadas**

A harmonia funcional depende da anatomia e da orientação dos dentes nas arcadas de acordo com duas curvas de compensação: a curva de Spee no plano sagital e as curvas de Wilson no plano frontal. Respeitar essas curvas e corrigir as más posições dentárias permite evitar a ocorrência de interferências (Mariani et al., 2008 ; Orthlieb et al., 2013). A avaliação desse mecanismo de compensação pode fornecer ao clínico informações sobre uma eventual causa oclusal de complicações, ou alertá-lo para uma situação de risco associado à reabilitação a ser realizada ou planificada (Valladares et al., 2018).

##### **4.2.1.2.2 Avaliação da MIC**

A MIC proporciona a estabilidade e a centralização mandibular necessárias para a deglutição, mastigação e absorção do estresse durante o aperto dos maxilares (Orthlieb et al., 2013). O exame clínico nos permite saber se a MIC, que é de facto a oclusão habitual do doente, é estável o suficiente para que a nossa reabilitação seja compatível com o seu esquema oclusal. Se não houver pares dentárias antagonistas suficientes ou uma distribuição de contatos que torne a MIC instável, ela não será usada como uma

posição de referência para nossa reabilitação protética. Neste caso vamos privilegia-se a ORC não impactada por falhas dentárias (Kim et al., 2004 ; Parekh et al., 2013 ; Verma et al., 2015).

#### **4.2.1.2.3 Avaliação das Guias**

Como já foi mostrado anteriormente, a análise das guias é importante para evitar a aplicação de componentes transversais das forças nos dentes, implantes e reabilitações posteriores (Mariani, 2008 ; Orthlieb et al., 2013 ; Valladares et al., 2018). Durante este exame analisamos portanto os três tipos de guias, ou seja:

- a guia incisiva que orienta nos movimentos de protrusão nas faces linguais (cristas proximais) dos incisivos superiores
- a guia lateral que orienta o movimento de didução idealmente no vertente mesial da crista mediana do canino superior do lado de trabalho.
- a guia anti-retroposicionamento que orienta a mandíbula para frente no trajeto da ORC até a MIC, para diagnosticar a presença de prematuridade.

Clinicamente, a protrusão e a didução são avaliadas apenas em um movimento centrífugo, ou seja, da MIC até a posição de topo à topo. Na realidade, quando o doente mastiga, ele encontra a MIC por um movimento centrípeto com uma trajetória que não se sobreposta ao movimento centrífugo, devido à trajetória elíptica do ciclo mastigatório. Mas de acordo com a literatura ainda não temos um método cientificamente aplicável para avaliar esses caminhos de reintegração da cúspide, o que poderia ser um factor agravante (Staversjö & Wänman, 2018).

De qualquer forma, durante a nossa avaliação, os trajetos devem ser harmoniosos. As superfícies guia devem ser simétricas, pontuais ou lineares, em superfícies convexas e nas vertentes de guia para os incisivos ou caninos. Durante o movimento, a desoclusão posterior imediata deve ocorrer (os dentes anteriores protegem os dentes posteriores), exceto no caso da prótese total (Verma et al., 2015 ; Valladares et al., 2018). Se houver interferência na protrusão pode significar que a curva de Spee não é aceitável, impõe-se, por conseguinte, de corrigi-la antes de pensar em implantes. Se há interferências nos movimentos de didução pode significar que as curvas de Wilson não são aceitáveis ou

que há um desgaste patológico do canino por exemplo. (Mariani, 2008 ; Orthlieb et al., 2013)

#### **4.2.1.3 Exame Radiográfico**

A formação de uma lesão óssea semelhante a uma cratera ao redor de um implante após a ativação pode ser um sinal da peri-implantite. Sómente imagens radiográficas realizadas periodicamente permitem visualizar a presença de uma lesão, sua morfologia e sua evolução ao longo do tempo (Schwarz et al., 2018). Portanto, é essencial realizar uma radiografia no dia da ativação do implante. Esta radiografia inicial servirá de referência para as seguintes realizadas durante as consultas de controle. O clínico poderá então comparar as imagens de controle à radiografia inicial para detetar e medir qualquer perda óssea (Misch, 2008).

A radiografia periapical realizada com um paralelizador é o exame ideal para avaliar a estabilidade do nível ósseo peri-implantar, visualizar um defeito de conexão entre os diferentes elementos protéticos ou um excesso de cimento. A periapical considera-se correta se o observador for capaz de distinguir as roscas do implante, sinônimo de boa angulação (Rosenstiel, 2005).

A radiografia panorâmica ou ortopantomografia é usada em caso de implantes múltiplos para verificar a ósseointegração, mas não dá informações suficientes para avaliar um estado patológico como a ocorrência de uma peri-implantite. Um scanner (Cone Beam) deve ser feito para avaliar a situação em 3 dimensões (Davarpanah et al., 2018).

Assim, todos esses exames radiográficos associados aos exames clínicos mencionados anteriormente permitem ao clínico avaliar o grau de envolvimento ósseo e definir o número de paredes ósseas remanescentes (Misch, 2008). No entanto, a radiografia isolada não permite definir a morfologia do defeito ósseo e a natureza precisa do defeito. Esta informação é essencial para escolher o tratamento mais apropriado para a lesão peri-implantar (Caton et al., 2018).



No entanto, é importante saber que uma perda óssea de 1 mm no primeiro ano e de 0,2 mm nos anos seguintes é normal e compatível com os critérios de sucesso (Hämmerle & Tarnow, 2018).

#### **4.2.1.4 Exame Microbiológico**

Os exames microbiológicos são complementares dos exames clínicos e radiográficos, pois permitem avaliar a patogenicidade da flora ao redor dos implantes (Bouchard, 2014). A composição qualitativa da microflora do biofilme na peri-implantite assemelha-se à da periodontite, o que explica por que os doentes com doença periodontal ativa apresentam maior risco de peri-implantite. Além disso, alguns estudos realizados em ser humanos mostraram a presença de espécies microbianas não periodontais, como *Pseudomonas aeruginosa*, *Candida albicans*, *Staphylococcus aureus* e *Staphylococcus Warneri*, ao redor de implantes sujeito à peri-implantite (Valente & Andreana, 2016).

#### **4.2.2 Complicações Mecânicas**

As complicações mecânicas dizem respeito aos diferentes componentes protéticos e do sistema de implante. Todos esses materiais podem fracturar, afrouxar, corroer ou soltar. A ocorrência de um desses eventos deve alertar o clínico. É imperativo identificar a causa da complicação para eliminá-la, caso contrário, o problema continuará e pode levar à perda do implante (Misch, 2008 ; Davarpanah et al., 2018).

##### **4.2.2.1 Desaparafusamento do parafuso da prótese**

No caso das próteses aparafusadas, o parafuso da prótese é coberto por uma resina composta para fins estéticos. Para facilitar o acesso ao parafuso em caso de desaparafusamento, é aconselhável manter um espaço (usando materiais como algodão ou teflon) na cabeça do parafuso antes de obturar com a resina. O acesso à cabeça do parafuso será facilitado sem risco de danificar o parafuso. O aperto do parafuso é então realizado usando uma chave dinamométrica, respeitando as condições de torque do fabricante. Uma radiografia periapical realiza-se para detectar qualquer falha de adaptação, e o protocolo de obturação da cavidade de acesso ao parafuso é novamente alcançado (Rosenstiel, 2005).

#### **4.2.2.2 Desaparafusamento o parafuso do pilar**

No caso de uma prótese aparafusada, desaparafusar o parafuso do pilar não é um problema. De facto, após a remoção do compósito que cobre o parafuso e o desaparafusamento deste último, a prótese é removida e o parafuso do *abutment* acessível, pode ser reapertado facilmente (Freitas Jr et al., 2011). No caso de uma prótese cimentada, a manobra é mais complicada. De facto, a remoção da reabilitação protética é quase impossível devido à perfeita adaptação da prótese ao pilar do implante. Se a remoção da coroa for impossível, o praticante tem que cortar a parte protética para atingir o *abutment* a fim de resolver a situação e então refazer a parte protética. (Davarpanah et al., 2018)

#### **4.2.2.3 Afrouxamento de uma coroa ou dum pilar**

O afrouxamento de um elemento da prótese causa uma sobrecarga significativa nos outros elementos e pode levar à fractura do implante. O uso de pilares colados é contraindicado, pois não permite uma conexão ao longo prazo com o implante. Além disso, a eliminação do cimento do *abutment* e das roscas do fio interno do implante é extremamente difícil (Rosenstiel, 2005).

#### **4.2.2.4 Fractura do material de revestimento**

Essa complicação ocorre principalmente quando a oclusão é pouco equilibrada ou quando o material utilizado é contraindicado no contexto da reabilitação (Soliman et al., 2015). Se a fractura do material de revestimento representa um pequeno fragmento de cerâmica, sua substituição por uma resina composta específica pode ser realizada. Se, pelo contrário, uma peça importante do material de revestimento tiver fracturado, a substituição da prótese é inevitável, cuidando dos elementos responsáveis pela complicação para evitar uma nova fractura. (Davarpanah et al., 2018)

#### 4.2.2.5 Fractura do parafuso do implante

Este tipo de complicação representa um grande problema. Se a remoção do parafuso fracturado for impossível, a remoção do implante será então considerada. É importante saber que uma fractura de parafuso é frequentemente precedida por vários desaparafusamentos. Desaparafusamentos repetidos devem, portanto, alertar o clínico. A busca pela causa do problema é essencial. (Davarpanah et al., 2018)

#### 4.2.2.6 Fractura do pilar

Esta complicação é bastante rara e principalmente mecânica. A maioria das fracturas identificadas do pilar envolveram pilares de peça única não equipados com sistemas anti-rotacionais. Atualmente, a maioria dos implantes é equipada com esse sistema e tem qualidades superiores de fixação (Freitas Jr et al., 2012).

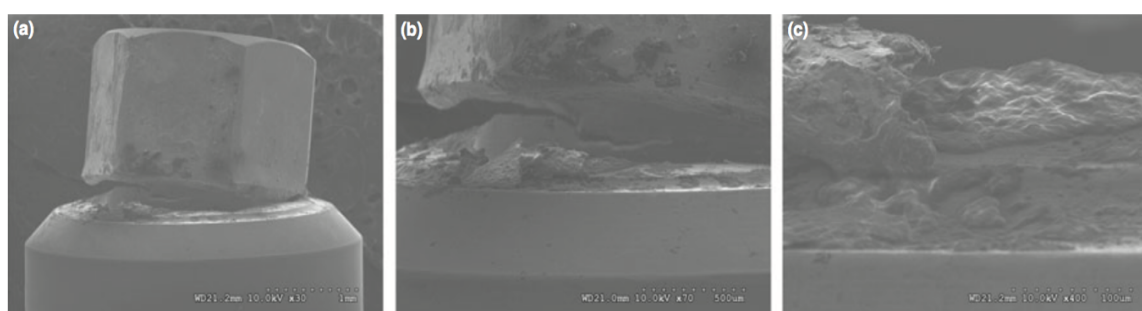


Figura 15: Fractura do *abutment* (a) 30x (b) 70x e (c) 400x (Adaptação de Almeida et al., 2012).

#### 4.2.2.7 Fractura do implante

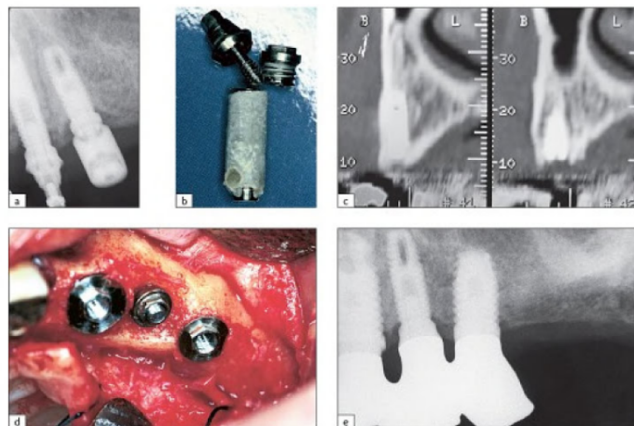


Figura 16: Complicação mecânica numa prótese parcial fixa (Davarpanah et al., 2018).

- a. Radiografia periapical com sinais de fractura de componentes metálicos, o parafuso do *abutment* distal e o corpo do implante estão fracturados.
- b. Remoção do implante fracturado.
- c. Vista do plano sagital no scanner que permite avaliar o volume ósseo remanescente apos a remoção do implante fracturado. O volume é suficiente para colocar um novo implante de diâmetro superior.
- d. Colocação do implante de diâmetro superior
- e. Radiografia de controlo 3 anos apos sem sinais de complicação mecânica

Em qualquer caso, a fractura de um implante representa uma falha. Sua remoção, o mais rápido possível, e sua substituição são essenciais (Torul et al., 2016).

#### 4.2.3 Complicações Biológicas

##### 4.2.3.1 Mucosite peri-implantar

De acordo com a Convenção de Chicago 2018, a mucosite peri-implantar define-se pela presença dos seguintes sintomas: “Presença de sangramento e/ou supuração à sondagem gentil com ou sem aumento de profundidade de sondagem, comparando-se com exames prévios, e ausência de perda óssea, além daquelas observadas após a fase de remodelação fisiológica.” (Steffens & Marcantonio, 2018).

Sobre as causas da ocorrência, embora existam fortes evidências apoiando que a mucosite peri-implantar é causada pela acumulação de placa, há evidências muito limitadas relativamente à mucosite peri-implantar induzida na ausência de placa (Caton et al., 2018). A terapia de suporte dos tecidos peri-implantares regular com remoção de biofilme é uma estratégia preventiva importante contra a conversão do estado saudável

em mucosite peri-implantar e também contra a progressão da mucosite peri-implantar para peri-implantite (Heitz-Mayfield & Salvi, 2018)

#### 4.2.3.2 Peri-implantite

De acordo com o Consensus de Chicago 2018, a peri-implantite define-se pela presença dos seguintes sintomas clínicos: “Presença de sangramento e/ou supuração após delicada sondagem, aumento da profundidade de sondagem em relação a exames prévios, presença de perda óssea, além daquelas observadas após a fase de remodelação óssea.” Na ausência de exames prévios, utiliza-se os seguintes critérios: presença de sangramento ou supuração após delicada sondagem, profundidades de sondagem iguais ou superiores a 6 mm, nível ósseo de 3 mm ou mais apical à porção mais coronária da porção intraóssea do implante (Steffens & Marcantonio, 2018).

O *workshop* que levou ao Consensus de Chicago em 2018 para atualizar a classificação da doença periodontal de 1999 levou às seguintes conclusões sobre a peri-implantite (Schwarz et al., 2018):

- As condições histopatológicas e clínicas que levam à conversão da mucosite peri-implantar para a peri-implantite ainda não são completamente compreendidas.
- O início da peri-implantite pode ocorrer precocemente durante o acompanhamento e a doença progride de forma não linear e acelerada.
- Os locais de peri-implantite exibem sinais clínicos de inflamação e aumento das profundidades das bolsas em comparação com as medições inicial.
- Ao nível histológico, comparado com os locais de periodontite, locais de peri-implantite geralmente têm lesões inflamatórias maiores.
- A entrada cirúrgica nos locais de peri-implantite revela frequentemente um padrão circunferencial de perda óssea.
- Há fortes evidências apoiando um risco aumentado de desenvolvimento de peri-implantite em doentes com história de periodontite crônica, pouca capacidade de controle de placa e sem cuidados regulares de manutenção após a cirurgia implantare. Os dados que identificam o tabagismo e o diabetes como potenciais factores de risco para peri-implantite são inconclusivos.

- Existem algumas evidências limitadas que ligam a peri-implantite a outros factores, tais como: presença pós-reabilitação de cimento subgengival, falta de mucosa queratinizada peri-implantar e posicionamento dos implantes que dificultam a higiene oral e a manutenção.
- Evidências sugerem que a perda óssea crestal progressiva a volta dos implantes na ausência de sinais clínicos de inflamação dos tecidos moles é um evento raro. Este último ponto sublinha a falta de conhecimento relacionado a um possível impacto dos fenómenos de sobrecarga oclusal na reabsorção óssea na ausência de sintomas periodontais.

### 4.3 Complicações clínicas associadas ao factor oclusal

O bom prognóstico das próteses implanto-suportadas depende de muitos factores que condicionam o ambiente oclusal da reabilitação: a forma e a adaptação precisa dos componentes protéticos entre si, o esquema oclusal e a natureza da arcada antagonista, o número e a posição dos implantes, a qualidade do osso e sua capacidade à suportar o carregamento, os movimentos funcionais e as consequências das parafunções diurna ou nocturna (Misch, 2008 ; Davarpanah et al., 2018).

Segundo Lang e Lindhe em 2015, a "sobrecarga oclusal" define-se como uma alteração patológica ou uma mudança adaptativa do periodonto devido à uma força oclusal excessiva exercida sobre os dentes ou próteses. As sobrecargas oclusais são prejudiciais para implantes e próteses pela sua intensidade e especialmente sua direcção. Elas podem ser causadas por dois factores (Soliman et al., 2015 ; Valladares et al., 2018):

- Erros iniciais no projeto ocluso-protético (morfologia e esquema oclusal, carga não axial, *cantilever*, materiais oclusais)
- A evolução do sistema ocluso-articular ao longo do tempo (atividade parafuncional do doente, ...).

Complicações ocorrem quando a sobrecarga oclusal está presente e persistente. Além disso, desde logo que o doente esta sujeito a um aumento progressivo de seu poder manducatório, existem complicações devido ao aumento do limiar de percepção e, portanto, à diminuição da eficácia dos mecanismos de protecção (Bert, 2018). Todos esses factores podem causar as complicações mecânicas mencionadas acima e, de acordo com alguns autores, causar complicações biológicas.

Poucos estudos nos permitem estabelecer o impacto preciso da sobrecarga oclusal na reabilitação implanto-suportada. De facto, os limites éticos e a raridade desse tipo de complicação implicam um nível de evidência relativamente baixo quanto à causalidade que associa a sobrecarga oclusal às complicações (Hämmerle & Tarnow, 2018). No entanto de acordo com a literatura a relação entre sobrecarga oclusal e complicações tardias de ordem mecânica parece estabelecido (Verma et al., 2015 ; (Valladares et al., 2018).

Entretanto, diferentes teorias defendidas por diferentes autores explicam a relação entre a sobrecarga oclusal e a perda de osséoíntegração ou a ocorrência de peri-implantite. De facto, de acordo com Chang et al. (2013) a dificuldade em medir de maneira reprodutível a direção e a intensidade das tensões oclusal e o enviesamento associado às respostas biológicas únicas de cada individuo compromete a significância da possível correlação entre a sobrecarga oclusal e a falha do implante. Chambrone, Chambrone e Lima observaram em 2010, apesar desses vieses, uma tendência à peri-implantite em implantes que estão sujeitos a acumulação de placa e estresse oclusal excessivo. No mesmo estudo, mostrou-se que os locais sem placa bacteriana, mas apenas sujeitos a altos estresses oclusais, não mostraram sintomas de evolução para peri-implantite. Ambas esses resultados são consistentes com as publicações de Vidyasagar e Apse (2003), que evidenciou a existência de uma sobrecarga oclusal fisiológica, de acordo com a teoria mecanico-estatica de Frost, que iria promover a osséoíntegração do implante. Segundo esses autores, a sobrecarga oclusal é apenas um factor agravante e não um factor de risco capaz de desencadear um processo que leva a uma complicação biológica.

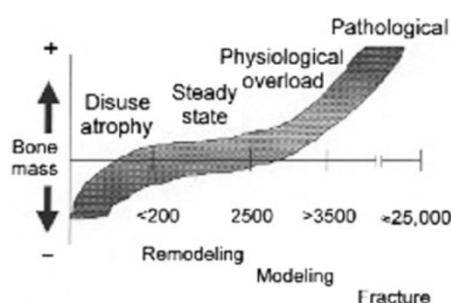


Figura 17: Diagrama representativo da teoria mecanico-estatica de Frost. (Adaptação de Chang et al., 2013)

Esses estudos contradizem a teoria apoiada por Toubol em 1991, segundo a qual o estresse oclusal excessivo causaria perda óssea ao nível da crista, favorecendo a acumulação de bactérias e, eventualmente, o desenvolvimento de complicações biológicas. Se esta teoria já não parece relevante, estudos recentes mostram que as complicações mecânicas causadas por sobrecargas oclusais, como o desaparafusamento de componentes ou fracturas do pilar (Verma et al., 2015), criou, em alguns casos, um hiato de acesso às bactérias, encontradas mais tarde em estudos de patogenicidade num cenário de osteólise associada à peri-implantite (Valente & Andreana, 2016 ; Valladares et al., 2018). O desenvolvimento do conceito de *Platform Switching* apresentado anteriormente ilustra este desejo de resolver este problema (Minatel et al., 2017).



## CONCLUSÃO

A ausência de ligamento que circunde o implante causa uma falha no sistema de propriocepção e, embora na reabilitação oral esta, seja provida de ósseopercepção, ela está mais sujeita a complicações devido às sobrecargas e tensões transversais exercidas sobre a sua supra-estrutura protética. Isso explica as especificidades do equilíbrio oclusal das reabilitações implanto-suportadas, de facto, as mobilidades axiais dos implantes, de 3 a 5µm, contra, respectivamente, 25 a 100µm para o dente, influenciam a gestão da oclusão, explicando os ajustes necessários para evitar a sobrecarga.

Neste perspectiva, o sistema T-Scan aparece como uma opção de escolha, de acordo com a literatura, pela sua capacidade de identificar objetivamente e com precisão os contatos oclusais que podem estar sujeitos à sobrecarga. Embora as publicações sobre a fiabilidade e o recurso ao T-Scan em implantologia desde 2010 sejam caracterizadas por um nível relativamente baixo de evidência, em particular devido a limites éticos de estudos *invivo*, estamos hoje capazes de identificar uma clara tendência no reconhecimento dos benefícios da versão T-Scan III. A maioria dos autores aparecem nos seus estudos a recomendar o seu uso para esclarecer diagnósticos e reduzir a ocorrência de complicações devido às sobrecargas oclusais.

Os autores afirmam ter sido demonstrado que as sobrecargas oclusais, principalmente quando há um componente transversal significativo, são altamente deletérias em termos de complicações mecânicas nas reabilitações implanto suportadas. Na verdade, e de acordo com a literatura atual, a sobrecarga oclusal é responsável pela maioria das falhas das reabilitações com implantes a longo prazo. Por outro lado, embora o trabalho recente em torno do desenvolvimento da nova classificação das doenças e condições periodontais e peri-implantares, publicado em 2018, não mostre uma causalidade significativa entre a presença de sobrecarga oclusal e a ocorrência de peri-implantite. Já a presença de sobrecarga oclusal num local já sujeito à doença peri-implantar ativa é um factor agravante segundo Caton et al. (2018), Schwarz et al. (2018) e Hämmerle & Tarnow (2018).

Hoje em dia, e com o recurso às versões mais recentes do sistema T-Scan há a possibilidade de identificar factores de risco oclusais precoces em implantologia e este aparece como uma ferramenta de prevenção num primeiro tempo, mas também como uma ferramenta de planificação para aprofundar a gestão da oclusão em reabilitações

implanto-suportadas. No entanto, investigações futuras rigorosas que atendam aos critérios de alta evidência ainda são necessárias para justificar a sistematização do recurso ao sistema T-Scan em implantologia, bem como o impacto da sobrecarga oclusal na ocorrência de complicações biológicas.

## BIBLIOGRAFIA

Afrashtehfar, K. I., & Qadeer, S. (2016). Computerized occlusal analysis as an alternative occlusal indicator. *CRANIO®*, 34(1), 52–57.

Agbaje, J. O., Castele, E. V., Salem, A. S., Anumendem, D., Shaheen, E., Sun, Y., & Politis, C. (2017). Assessment of occlusion with the T-Scan system in patients undergoing orthognathic surgery. *Scientific Reports*, 7(1).

Al-Johany, S. S., Al Amri, M. D., Alsaed, S., & Alalola, B. (2016). Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *Journal of Prosthodontics*, 26(3), 252–260.

Alan B. Carr, D. M. D. M. S., & David T. Brown, D. D. S. M. S. (2015). *McCracken's Removable Partial Prosthodontics* (13ème éd.). Atlanta, USA: Elsevier Health Sciences.

Almeida, E. O., Freitas Júnior, A. C., Bonfante, E. A., Rocha, E. P., Silva, N. R. F. A., & Coelho, P. G. (2012). Effect of microthread presence and restoration design (screw versus cemented) in dental implant reliability and failure modes. *Clinical Oral Implants Research*, 24(2), 191–196.

Arslan, H., Seckin, F., Kurklu, D., Karatas, E., Yanikoglu, N., & Capar, I. D. (2016). The effect of various occlusal reduction levels on postoperative pain in teeth with symptomatic apical periodontitis using computerized analysis: a prospective, randomized, double-blind study. *Clinical Oral Investigations*, 21(3), 857–863.

Bakke, M. (2006). Bite Force and Occlusion. *Seminars in Orthodontics*, 12(2), 120–126.

Basso, M. F. M., Giampaolo, E. T., Vergani, C. E., Pavarina, A. C., Machado, A. L., & Jorge, J. H. (2015). Occlusal Pressure Analysis of Complete Dentures after Microwave Desinfection: A Clinical Study. *Journal of Prosthodontics*, 26(7), 606–610.

Belveze, C. (2011, novembro). Évolution des connexions implants-prothèses. Available from <https://www.lefildentaire.com/articles/clinique/implantologie/evolution-des-connexions-implants-protheses/>

Bert, M. (2018). Intégration neurophysiologique d'un implant dentaire. *Actualités Odonto-Stomatologiques*, (290), 4.

Bert, M., & Juste, M. P. (1995). *Complicaciones y fracasos en implantes osteointegrados: causas, tratamiento, prevención* (3ème éd). Issy-Les-Moulineaux, France: Masson.

Bhatnagar, V. M. (2015). Osseoperception: An Implant Mediated Sensory Motor Control- A Review. *Journal Of Clinical And Diagnostic Research*, .

Bouchard, P. (2014). *Parodontologie & dentisterie implantaire* (Ed. rev.). Paris, France: Lavoisier-Médecine sciences.

Bozhkova, T. P. (2016). The T-SCAN System in Evaluating Occlusal Contacts. *Folia Medica*, 58(2), 122–130.

Caton, J. G., Armitage, G., Berglundh, T., Chapple, I. L., Jepsen, S., Kornman, K. S., ... Tonetti, M. S. (2018). A new classification scheme for periodontal and peri-implant diseases and conditions - Introduction and key changes from the 1999 classification. *Journal of Clinical Periodontology*, 45, 1–8.

Cazals, G. (2018). Neurophysiologie de l'occlusion : rôle des mécanorécepteurs parodontaux. *Actualités Odonto-Stomatologiques*, (290), 2.

Cerna, M., Ferreira, R., Zaror, C., Navarro, P., & Sandoval, P. (2015). In vitroevaluation of T-Scan®III through study of the sensels. *CRANIO®*, 33(4), 300–306.

Cervantes, N., Encabo, M. J., Calderín, S., & Aragonese, J. M. (2014). Factores que influyen en el coeficiente de estabilidad: Diámetro y longitud. *Avances en periodoncia*, 26(1), 39–44.

Chambrone, L., Chambrone, L. A., & Lima, L. A. (2010). Effects of Occlusal Overload on Peri-Implant Tissue Health: A Systematic Review of Animal-Model Studies. *Journal of Periodontology*, 81(10), 1367–1378.

Chang, M., Chronopoulos, V., & Mattheos, N. (2013). Impact of excessive occlusal load on successfully-osseointegrated dental implants: a literature review. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 4(3), 142–150.

Da Silva Martins, M. J., Caramelo, F. J., Ramalho da Fonseca, J. A., & Gomes Nicolau, P. M. (2014). In vitro study on the sensibility and reproducibility of the new T-Scan®III HD system. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 55(1), 14–22.

Davarpanah, M., Rajzbaum, P., & Szmukler-Moncler, S. (2018). *Manuel d'implantologie clinique: Consolidation des savoirs et ouvertures sur l'avenir* (4ème éd.). Rueil-Malmaison, France: Cahiers de prothèses éditions.

Di Berardino, F., Filipponi, E., Schiappadori, M., Forti, S., Zanetti, D., & Cesarani, A. (2016). The occlusal imaging and analysis system by T-scan III in tinnitus patients. *Biomedical Journal*, 39(2), 139–144.

Dimova, M. (2014). Registration of centric occlusion in patients with bruxism and bruxomania through articulating paper and the system T-Scan - Comparative Analysis. *Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers)*, 20(1), 520–525.

Dorow, C., Krstin, N., & Sander, F. (2003). Determination of the Mechanical Properties of the Periodontal Ligament in a Uniaxial Tensional Experiment. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthop*, 64(2), 100–107.

Freitas Jr, A. C., Bonfante, E. A., Rocha, E. P., Silva, N. R. F. A., Marotta, L., & Coelho, P. G. (2011). Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. *European Journal of Oral Sciences*, 119(4), 323–330.

Freitas-Júnior, A. C., Rocha, E. P., Bonfante, E. A., Almeida, E. O., Anchieta, R. B., Martini, A. P., ... Coelho, P. G. (2012). Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dental Materials*, 28(10), 218–228.

Gil, L. F., Suzuki, M., Janal, M. N., Tovar, N., Marin, C., Granato, R., . . . Coelho, P. G. (2014). Progressive plateau root form dental implant osseointegration: A human retrieval study. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 103(6), 1328–1332.

Goel, M., Sahoo, S., Saxena, S., & Gandhi, P. (2013). Biological aspects of dental implant; Current knowledge and perspectives in oral implantology. *Dental Hypotheses*, 4(3), 87.

Gruber, R., & Bosshardt, D. D. (2015). Dental Implantology and Implants - Tissue Interface. *Stem Cell Biology and Tissue Engineering in Dental Sciences*, , 735–747.

Guillaume, J. (2013). La connexion implant-prothèse. *Actualités Odonto-Stomatologiques*, (264), 9–13.

Haralur, S. B. (2013). Digital Evaluation of Functional Occlusion Parameters and their Association with Temporomandibular Disorders. *Journal Of Clinical And Diagnostic Research*.

Heitz-Mayfield, L. J., & Salvi, G. E. (2018). Peri-implant mucositis. *Journal of Clinical Periodontology*, 45, 237–245.

Hsu, J., Wu, A. Y., Fuh, L., & Huang, H. (2017). Effects of implant length and 3D bone-to-implant contact on initial stabilities of dental implant: a microcomputed tomography study. *BMC Oral Health*, 17(1).

Hämmerle, C. H., & Tarnow, D. (2018). The etiology of hard- and soft-tissue deficiencies at dental implants: A narrative review. *Journal of Clinical Periodontology*, 45, 267–277.

Jacobs, R., & Van Steenberghe, D. (2006). From osseoperception to implant-mediated sensory-motor interactions and related clinical implications\*. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(4), 282–292.

Jorge, J. R. P., Barão, V. A., Delben, J. A., Faverani, L. P., Queiroz, T. P., & Assunção, W. G. (2012). Titanium in Dentistry: Historical Development, State of the Art and Future Perspectives. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(2), 71–77.

Katona, T. R., & Eckert, G. J. (2017). The mechanics of dental occlusion and disclusion. *Clinical Biomechanics*, 50, 84–91.

Kerstein, R. B., & Radke, J. (2016). Average chewing pattern improvements following Disclusion Time reduction. *CRANIO®*, 35(3), 135–151.

Kim, Y., Oh, T., Misch, C. E., & Wang, H. (2004). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Research*, 16(1), 26–35.

Kokovic, V., Vasovic, M., & Shafi, E. (2014). Assessment of primary implant stability of self-tapping implants using the resonance frequency analysis. *The Saudi Journal for Dental Research*, 5(1), 35–39.

Koos, B., Godt, A., Schille, C., & Göz, G. (2010). Precision of an Instrumentation-based Method of Analyzing Occlusion and its Resulting Distribution of Forces in the Dental Arch. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 71(6), 403–410.

Lang, N. P., & Lindhe, J. (2015). *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*, 2 Volume Set (6ème éd.). Hoboken, USA: Wiley.

Lee, S., & Lee, J. (2016). Computerized occlusal analysis: correlation with occlusal indexes to assess the outcome of orthodontic treatment or the severity of malocclusion. *The Korean Journal of Orthodontics*, 46(1), 27.

Lemos, C. A. A., Verri, F. R., Bonfante, E. A., Santiago Júnior, J. F., & Pellizzer, E. P. (2018). Comparison of external and internal implant-abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 70, 14–22.

Liaw, K., Delfini, R. H., & Abrahams, J. J. (2015). Dental Implant Complications. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, 36(5), 427–433.

Lila-Krasniqi, Z., Shala, K., Krasniqi, T. P., Bicaj, T., Ahmed, E., Dula, L., . . . Guguvcevski, L. (2017). Differences between Subjective Balanced Occlusion and Measurements Reported With T-Scan III. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*.

Liu, C. W., Chang, Y. M., Shen, Y. F., & Hong, H. H. (2015). Using the T-scan III System to Analyze Occlusal Function in Mandibular Reconstruction Patients: A Pilot Study. *Biomed J*, 38(1), 52–57.

Majithia, I., Arora, V., Anil Kumar, S., Saxena, V., & Mittal, M. (2015). Comparison of articulating paper markings and T Scan III recordings to evaluate occlusal force in normal and rehabilitated maxillofacial trauma patients. *Medical Journal Armed Forces India*, 71, 382–388.

Maness, W. L., Benjamin, M., Podoloff, R., Bobick, A., & Golden, R. F. (1987). Computerized occlusal analysis: a new technology.. *Quintessence international*, 18(4), 287–292.

Mariani, P. (2008). Choix d'un concept occlusal en implantologie Cabinet Laboratoire 1re partie : données fondamentales. *Stratégie prothétique*, 8(1), 145–153.

Mariani, P., Margossian, P., & Laborde, G. (2008). Choix d'un concept occlusal en implantologie 2ème partie: applications pratiques. *Stratégie prothétique*, 8(3), 1–17.

Minatel, L., Verri, F. R., Kudo, G. A. H., De Faria Almeida, D. A., De Souza Batista, V. E., Lemos, C. A. A., . . . Santiago, J. F. (2017). Effect of different types of prosthetic platforms on stress-distribution in dental implant-supported prostheses. *Materials Science and Engineering: C*, 71, 35–42.

Misch, C. E. (2008). *Contemporary Implant Dentistry* (3ème éd). Atlanta, USA: Elsevier Health Sciences.

Monterroso, R., & Melo, H. (2015, setembro). Implantes cónicos e implantes cilíndricos – Breve revisão bibliográfica. Available from <https://www.jornaldentistry.pt/news/artigos/implantes-conicos-e-implantes-cilindricos--breve-revisao-bibliografica>

Moraes, S. L., Carvalho, B. M., Pellizzer, E., Falcón-Antenucci, R. M., & Ferreira, J. S. (2009). Geometria das roscas dos implantes : revisão de literatura. *Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-fac., Camaragibe*, 9(2), 115–124.

Muley, N., Prithviraj, D. R., & Gupta, V. (2012). Evolution of External and Internal Implant to Abutment Connection. *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research*, 3(3), 122–129.

Nikolaus, A., Currey, J. D., Lindtner, T., Fleck, C., & Zaslansky, P. (2017). Importance of the variable periodontal ligament geometry for whole tooth mechanical function : A validated numerical study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 67, 61–73.

Orthlieb, J. D., Darmouni, L., Pedinielli, A., & Jouvin Darmouni, J. (2013). Fonctions occlusales : aspects physiologiques de l'occlusion dentaire humaine. *EMC - Médecine buccale*, 1(11), 25–160.

Parekh, R., Shetty, O., & Tabassum, R. (2013). Occlusion in implant prosthodontics. *Journal of Dental Implants*, 3(2), 153.

Pellicer-Chover, H., Vina-Almunia, J., Romero-Millan, J., Penarrocha-Oltra, D., Garcia-Mira, B., & Penarrocha-Diago, M. (2014). Influence of occlusal loading on peri-implant clinical parameters. A pilot study. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, , 302–307.

Pessoa, R. S., Muraru, L., Júnior, E. M., Vaz, L. G., Sloten, J. V., Duyck, J., & Jaecques, S. V. (2010). Influence of Implant Connection Type on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants - CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*.

Petrie, C. S., & Williams, J. L. (2005). Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. *Clinical Oral Implants Research*, 16(4), 486–494.

Qadeer, S., Abbas, A. A., Sarinnaphakorn, L., & Kerstein, R. B. (2016). Comparison of excursive occlusal force parameters in post-orthodontic and non-orthodontic subjects using T-Scan® III. *CRANIO®*, 36(1), 11–18.

Rignon-Bret, C., Gérot, C., & Jakubowicz-Kohen, B. (2013). Le concept de platform switching : revue de synthèse. *Implant*, 19(1), 87–99.

Rosenstiel, S. F. (2005). *Prótese fixa contemporânea* (3ème éd). São Paulo, Brasil: Ed. Santos.

Rouach, T., & Miara, A. (2010). Actualisation du concept d'ostéointégration. *Le Fil Dentaire*, 51(1), 68–70.

Sachdeva, S., Saluja, H., Mani, A., & Tandon, P. (2017). Periimplant disease complications. *Pravara Med Rev*, 9(1), 8–12.

Sambunjak D, Cumpston M, Watts C. (2018, julho) Module 1: Introduction to conducting systematic reviews. In: Cochrane Interactive Learning: Conducting an intervention review. Cochrane. Available from.



<https://training.cochrane.org/interactivelearning/module-1-introduction-conducting-systematic-reviews>.

Santiago, J., De Souza Batista, V., Verri, F., Honório, H., De Mello, C., Almeida, D., & Pellizzer, E. (2016). Platform-switching implants and bone preservation : a systematic review and meta-analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 45(3), 332–345.

Schneck, E., & Chapotat, B. (2011). Influence de la connectique Cône Morse dans le maintien des tissus péri-implantaire. *IMPLANT*, 17(1), 203–214.

Schwarz, F., Derks, J., Monje, A., & Wang, H. (2018). Peri-implantitis. *Journal of Clinical Periodontology*, 45, 246–266.

Shi, J., Jie-Ni, Zhuang, L., Zhang, X., Fan, L., & Lai, H. (2018). Peri-implant conditions and marginal bone loss around cemented and screw-retained single implant crowns in posterior regions: A retrospective cohort study with up to 4 years follow-up. *Plos One*, 13(2), 191–202.

Soliman, T. A., Tamam, R. A., Yousief, S. A., & El-Anwar, M. I. (2015). Assessment of stress distribution around implant fixture with three different crown materials. *Tanta Dental Journal*, 12(4), 249–258.

Standring, S. (2016). *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice* (46ème éd.). Atlanta, USA: Elsevier Limited.

Stavarsjö, C., & Wänman, M. (2018). *Lower Jaw Movements Measured by Optoelectronic Movement Recording A pilot study*. Available from <http://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:1173036/FULLTEXT01.pdf>

Steffens, J. P., & Marcantonio, R. A. C. (2018). Classificação das Doenças e Condições Periodontais e Peri-implantares 2018: guia Prático e Pontos-Chave. *Revista de Odontologia da UNESP*, 47(4), 189–197.

Sutter, B., Yiannios, N., & Radke, J. (2016). Letter to the Editor regarding “In vitro evaluation of T-Scan® III through study of the sensels” from CRANIO Volume 33 Issue 4, by Manuel Cernaet al.. *CRANIO®*, 34(3), 208–209.

Sutter, B. A. (2017). A digital poll of dentists testing the accuracy of paper mark subjective interpretation. *CRANIO®*, 1–8.

Thanathornwong, B., & Suebnukarn, S. (2017). Clinical Decision Support Model to Predict Occlusal Force in Bruxism Patients. *Healthcare Informatics Research*, 23(4), 255.

Thymi, M., Rollman, A., Visscher, C. M., Wismeijer, D., & Lobbezoo, F. (2018). Experience with bruxism in the everyday oral implantology practice in the Netherlands: a qualitative study. *BDJ Open*, 4(1). <https://doi.org/10.1038/s41405-018-0006-4>

Torul, D., Bereket, M. C., Sener, I., & Bastan, A. I. (2016). Intraoperative and postoperative complications, accidents and failures related with dental implant applications. *Int JCur Res Rev*, 8(8), 44–49.

Toubol, J. P. (1991). Automation and occlusion. From research to clinic.. *Actual Odontostomatol*, 45(175), 455–467.

Trulsson, M. (2007). Force encoding by human periodontal mechanoreceptors during mastication. *Archives of Oral Biology*, 52(4), 357–360.

Turner, P., & Nentwig, G. (2014). Evaluation of the value of bone training (progressive bone loading) by using the Periotest: A clinical study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 5(4), 461.

Udomsawat, C., Rungsiyakull, P., Rungsiyakull, C., & Khongkhunthian, P. (2018). Comparative study of stress characteristics in surrounding bone during insertion of dental implants of three different thread designs: A three-dimensional dynamic finite element study. *Clinical and Experimental Dental Research*, 5(1), 26–37.

Valente, N. A., & Andreana, S. (2016). Peri-implant disease: what we know and what we need to know. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 46(3), 136.

Valladares, A., Grisa, A., Hotchandani, A., Cinarli, K., & Kang, M. (2018). Current Concepts in Implant Prosthodontics-Materials, Technology, and Occlusion. *J Oral Biol.*, 5(1), 1–5.

Verma, M., Nanda, A., & Sood, A. (2015). Principles of occlusion in implant dentistry. *Journal of the International Clinical Dental Research Organization*, 7(3), 27.

Vidyasagar, L., & Apse, P. (2003). Biological Response to Dental Implant Loading / Overloading. Implant Overloading: Empiricism or Science? *Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, 5(3), 83–89.

Wang, K., Geng, J., Jones, D., & Xu, W. (2016). Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles. *Materials Science and Engineering: C*, 63, 164–171.

Zembic, A., & Wismeijer, D. (2013). Patient-reported outcomes of maxillary implant-supported overdentures compared with conventional dentures. *Clinical Oral Implants Research*, 25(4), 441–450.

Zohrabian, V. M., Sonick, M., Hwang, D., & Abrahams, J. J. (2015). Dental Implants. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, 36(5), 415–426.

Zuhr, O., & Hürzeler, M. (2012). *Plastic-esthetic Periodontal and Implant Surgery: A Microsurgical Approach* (Ed. rev.). Berlin, Germany: Quintessence.